



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

**RESISTÊNCIA À FADIGA DE DIFERENTES RESTAURAÇÕES
DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA CAD/CAM,
SIMULANDO O COMPLEXO DENTINA / ESMALTE:
UM ESTUDO *IN VITRO*.**

IVAN CONTRERAS MOLINA

Florianópolis
2015

Ivan Contreras Molina

**RESISTÊNCIA À FADIGA DE DIFERENTES RESTAURAÇÕES
DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA CAD/CAM,
SIMULANDO O COMPLEXO DENTINA / ESMALTE:
UM ESTUDO *IN VITRO*.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Co-orientador: Prof. Dr. Pascal Magne

Florianópolis
2015

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

Molina, Ivan Contreras

Resistência à fadiga de diferentes restaurações de resina composta e cerâmica cad-cam, simulando o complexo dentina-esmalte : um estudo in vitro / Ivan Contreras Molina ; orientadora, Cláudia Ângela Maziero Volpato ; co-orientador, Pascal Magne - Florianópolis, SC, 2015.

113 p. ; 21cm

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

Inclui referências.

1. Resina composta. 2. Dissilicato de lítio. 3. Implante dentário. 4. Pilares. 5. Adesão. I. Volpato, Cláudia Ângela Maziero. II. Magne, Pascal III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

Ivan Contreras Molina

**RESISTÊNCIA À FADIGA DE DIFERENTES RESTAURAÇÕES
DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA CAD/CAM,
SIMULANDO O COMPLEXO DENTINA / ESMALTE:
UM ESTUDO *IN VITRO*.**

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 04 de novembro de 2015.

Profª. Drª. Izabel Cristina Santos Almeida Coordenadora do
Curso

Banca Examinadora:

Prof. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato Orientador /
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dra. Simone Xavier
Membro Externo/ Universidade do Sul de Santa Catarina

Prof. Dra. Marceli Vieria Martins
Membro Externo/ Universidade do Sul de Santa Catarina

Prof. Dr. Márcio Celso Fredel
Membro/ Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Luis Boff
Membro / Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Ricardo De Souza Magini Membro / Universidade
Federal de Santa Catarina

Aos meus pais, Alma Molina Velazquez e Gil Contreras Vazquez, pelas oportunidades, incentivo e dedicação a longo de minha vida. A meus irmãos, Gil Contreras Molina e Myriam Contreras Molina, pelo exemplo de determinação e ser minha referência em todos os passos da minha vida. À minha namorada, Monserrat Rodriguez, pelo companheirismo e me dar carinho neste momento da vida.

Amo vocês.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela paciência e me permitir realizar esse sonho diante das pessoas que amo.

A minha orientadora, Professora Cláudia Ângela Maziero Volpato, pela sinceridade e por acreditar no meu potencial. Sua paciência foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho. Agradeço por todas as oportunidades durante quase 5 anos de Pós Graduação

Ao professor Antônio Carlos Cardoso, pelo exemplo de honestidade e respeito. Obrigado por estar presente na minha vida, pelas oportunidades, conselhos e ensinamentos no nível pessoal. Foi o grande incentivador para a realização de um estágio no exterior, viabilizando a parceria de trabalho com o Prof. Dr. Pascal Magne.

Ao professor Ricardo de Souza Magini, pelas oportunidades que possibilitaram minha evolução na Odontologia, sou grato pelo incentivo, pelo apoio, pelo aprendizado e pela amizade. Vc é GRANDE Magini.

Aos alunos, ex-alunos e amigos da Universidade Federal de Santa Catarina: Celso Gutierrez, Carlo, Diogo, Shizuma, Abraão, João, Ernesto, Newton e Rafella Cid.

Ao meu amigo, Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri, por ter sido esse “PAI” que me acolheu desde antes de chegar no Brasil. Agradeço pelo seu exemplo, sua dedicação, sua confiança, suas críticas, seus conselhos, seus ensinamentos. Obrigado Velho.

E, por fim, ao mestre Pascal Magne, por ser um orientador brilhante! Que soube escutar de maneira extraordinária, como também sabe ensinar, orientar e exigir de seus discípulos o melhor. A oportunidade que a vida me deu de cruzar nossos caminhos proporcionou uma experiência única de ser seu estudante e parceiro em vários trabalhos durante um ano e despertar em mim o gosto pela pesquisa. Com certeza, além do aprendizado, fica a saudade e a lembrança dos momentos agradáveis que passamos juntos, também na companhia de sua família.

Em especial aos alunos do Centro de Ensino e Pesquisas em Implantes Dentários – CEPID – pela dedicação e participação neste trabalho. Agradeço o

companheirismo, determinação e competência de Isis Encarnação, Clessius Xavier e Maria del Pinal que foram fundamentais na melhora de minha produção científica e conclusão deste trabalho.

À Universidade do Sul da Califórnia - USC, pelo acolhimento durante os meses em que freqüentei suas atividades como 'Visiting Scholar'.

Aos pacientes, pela disponibilidade, pelos exemplos de vida e conhecimento adquirido. Todos foram fundamentais nesses quase 5 anos de formação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo suporte financeiro.

Agradeço à Universidade Federal de Santa Catarina e todos os funcionários por permitirem minha evolução na profissão.

Muito obrigado a todos! Muito obrigado BRASIL.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CAD/CAM: computer aided design and computer aided manufacturing

Al₂O₃: óxido de alumínio

N: newtons

Hz: hertz

X: ciclos

MPa/m^{1/2}: unidade de medida da tenacidade à fratura Mpa:
unidade de medida da resistência flexural

CE: coroa de dissilicato de lítio (Emax)

CL: coroa de resina composta (Lava Ultimate)

CEL: restauração com mesoestrutura de dissilicato de lítio e
faceta de resina composta.

CLE: restauração com mesoestrutura de resina composta e
faceta de dissilicato de lítio

LISTA DE FIGURAS

ARTIGO EM PORTUGUÊS

Figura 1. Modo de correlação no software CEREC. (A) Impressão digital do pilar personalizado e coroa monolítica. (B) Correlação do pilar personalizado com mesoestrutura (coroa realizada em duas partes, simulando dentina e esmalte), e desenho final da dentina. (C) Desenho final da faceta ou esmalte simulando o complexo dentina - esmalte.

Figura 2. (A) Desenho final da dentina em dissilicato de lítio (Emax), mesoestrutura com uma faceta de resina composta (Lava Ultimate) (grupo CEL). (B) Desenho final da dentina em resina composta (Lava Ultimate), mesoestrutura com uma faceta de dissilicato de lítio (Emax) (grupo CLE).

Figura 3. (A) Pilar de titânio antes de personalização. (B) Mesoestrutura com desenho no formato da dentina. (C) Complexo bilaminar histo-anatômico.

Figura 4. (A) Sistema hidráulico (Mini Bionix II). (B) Vista do corpo de prova sob aplicação de carga.

Figura 5. Quadro de análise de sobrevivência utilizando os dados da etapa de carga. Figura 6. Quadro de análise de sobrevivência utilizando o número de ciclos.

Figura 7. Complexo dentina-esmalte que não sobreviveu ao carregamento dinâmico. Mesoestrutura em dissilicato de lítio e faceta em resina composta com fratura do pilar.

Fig. 8. Exemplos de conjuntos que não sobreviveram à carga dinâmica (vista frontal). Coroa monolítica em dissilicato de lítio e resina composta apresentando falha predominantemente coesiva (A, B), dissilicato de lítio ("dentina") - resina composta ("esmalte") apresentando falha coesiva (C, D).

ARTIGO EM INGLÊS

Figure 1. Correlation mode in CEREC software. (A) Digital impression of customized abutment and monolithic crown. (B) Correlation of customized abutment with dentin-shaped mesostructure final design. (C) Final design of enamel veneer for the bilaminar assembly.

Figure 2. (A) Dentin-shaped lithium disilicate (Emax) mesostructure with a nano-filled composite resin veneer (Lava Ultimate) (group CEL). (B) Dentin-shaped nanofilled composite resin (Lava Ultimate) mesostructure with a lithium disilicate veneer (Emax) (group CLE)

Figure 3. (A) Titanium abutment before customization. (B) Dentin-shaped mesostructure. (C) Histo-anatomic bilaminar assembly.

Figure 4. (A) Closed-loop servo hydraulic system (Mini Bionix II). (B) View of the specimen under load application.

Figure 5. Life-table survival analysis using the load step data.

Figure 6. Life-table survival analysis using the number of cycles.

Figure 7. Assembly that did not survive the dynamic loading. Mesostructure lithium disilicate dentin and nanofilled resin composite veneer with abutment fracture.

Figure 8. Examples of assemblies that did not survive the dynamic loading (Frontal view). Monolithic lithium disilicate crown and nanofilled resin composite presenting predominantly cohesive failure (A,B) lithium disilicate (“dentin”) - nanofilled resin composite (“enamel”) presenting partially cohesive failure type (C,D).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparação *Post-hoc* usando o teste de *Logrank* com os dados da etapa de carga.

Tabela 2. Comparação *Post-hoc* usando o teste de *Logrank* com o número de ciclos.

Table 1. Pairwise post hoc comparisons with the long-rank test using the load step data.

Table 2. Pairwise post hoc comparisons with the long-rank test using the number of cycles.

RESUMO

Este estudo avaliou a resistência à fadiga de um projeto histo-anatômico experimental, com uma restauração bilaminada sobre implante confeccionada em cerâmica e resina nano-híbrida, além do efeito da seleção desses materiais. O sistema Cerec 4 CAD/CAM (versão 4.3, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) foi utilizado para o desenho digital de 60 restaurações sobre implantes, realizando dois diferentes desenhos (desenho 1: coroa monolítica; desenho 2: desenho experimental simulando o complexo dentina-esmalte), totalizando 4 grupos experimentais (n=15). Trinta coroas monolíticas foram fabricadas, sendo 15 em dissilicato de lítio (Grupo CE - Emax; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e 15 em resina nanohíbrida (Grupo CL - Lava Ultimate; 3M/ESPE, EUA). Além disso, 15 mesoestruturas foram fabricadas em dissilicato de lítio simulando a dentina (Emax; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) associadas à 15 facetas em resina nanohíbrida simulando o esmalte (Grupo CEL - Lava Ultimate; 3M/ESPE, EUA) e 15 mesoestruturas em resina nano-híbrida (Lava Ultimate; 3M/ESPE, EUA) associadas com 15 facetas em dissilicato de lítio (Grupo CLE (Emax; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)). As restaurações foram cimentadas sobre pilares de titânio personalizados (Solid Metal Abutment CM Universal Post, diâmetro 3,3mm, altura 4,0mm e cinta 0,8mm; Neodent, Curitiba, Brasil) aparafusados aos implantes (Cone Morse, Titamax CMEx 3,5mm x 10mm; Neodent, Curitiba, Brasil). Para as cerâmicas, as superfícies internas das restaurações foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico e silanizadas (Ultradent, EUA), e no caso das resinas nanohíbridas, jateadas e silanizadas. O protocolo adesivo após o aparafusamento do pilar sobre o implante utilizou adesivo (Optibond FL Bottle 2; Kerr, EUA) e resina composta fotopolimerizável pré-aquecida (Filtek Z100; 3M-ESPE, EUA). Os espécimens foram submetidos ao teste de esforço, simulando um movimento mastigatório cíclico e isométrico (5Hz) com carga de 50N (5.000 ciclos), seguido dos ciclos de 150N, 200N, 250N, 300N, 350N, 400N e 450N até um máximo de 20.000 ciclos em cada fase. Cada espécime foi carregado até fraturar ou até um máximo de 160.000 ciclos.

Para o grupo CL, as restaurações fraturaram sob carga média de 347,39N (após 98.361 ciclos) e para o grupo CLE, a carga média foi de 313.20N (após 83.105 ciclos), Neste grupo, nenhum dos espécimens resistiu a todos os ciclos de carga (160.000). Para os grupos CE, as fraturas ocorreram com carga média de 381.47N (após 119.115 ciclos) e para o grupo CEL, sob 415.20N (após 132.873 ciclos). Suas respectivas taxas de sobrevivência foram de 26% e 33%. Testes *Post-hoc* com os dados das etapas de carregamento demonstraram uma maior resistência à fadiga para o grupo CEL quando comparado com o grupo CLE ($p = 0,003$). Falhas na restauração não ocorreram; porém, falhas de adesão na conexão entre a base de titânio e a mesoestrutura foram observadas. Coroas monolíticas e mesoestruturas de dissilicato de lítio facetadas com resina nanohíbrida apresentaram taxas de sobrevivência mais altas quando comparadas com restaurações de resina nanohíbridas totais e mesoestruturas.

Palavras-Chave: Resina composta. Dissilicato de lítio. Implante dentário. Pilares. Adesão.

ABSTRACT

Evaluate the fatigue resistance and failure mode of novel-design implant restorations made of histo-anatomic bilaminar assemblies. 60 implant restorations were fabricated. Monolithic crowns were used as a control group (15 lithium disilicate; group CE, and 15 nano-filled composite resin; group CL) and compared to bi-laminar restorations: 15 dentin-shaped lithium disilicate mesostructures with a nanofilled composite resin veneer (group CEL) and 15 dentin-shaped nanofilled composite resin mesostructures with a lithium disilicate veneer (group CLE). All monolithic and bi-laminar restorations were assembled and bonded to a customized metal implant abutment. Cyclic isometric chewing (5Hz) was simulated, starting with 5,000 cycles at a load of 150N, followed by 20,000 cycles with increments of 50N. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 160,000 cycles. The groups were compared using the life table survival analysis (Logrank test at $p=.05$, post-hoc tests at $p=.008$). Results: In group CL, restorations failed at an average load of 347.39N (98.361 cycles) and for CLE at an average load of 313.20N (83.105 cycles) and none of the specimens withstood all 160,000-load cycles. For groups CE, failures were at an average load of 381.47N (119.115 cycles) and for CEL at 415.20N (132.873 cycles), with survival rates of 26% and 33% respectively. Post hoc tests from load step data showed higher fatigue resistance of CEL compared to CLE ($p=.003$). Lithium disilicate monolithic crowns and mesostructures with nanofilled composite resin veneer presented higher survival rates when compared to nanofilled composite resin restorations.

Key-Words: Nanofilled Composite Resin; Lithium Disilicate; Dental Implant; Implant Abutment; Adhesion.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	23
2 OBJETIVOS	27
3 VERSÃO DO ARTIGO PORTUGUÊS.....	29
4 VERSÃO DO ARTIGO EM INGLÊS	61
REFERÊNCIAS	89
ANEXO1-VALORES DE RESISTÊNCIA À FADIGA DE MESOESTRUTURAS FEITAS COM RESINA NANO-HIBRIDA E CERÂMICA CAD/CAM.	111

1 INTRODUÇÃO

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 ou cerâmica, ou o 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 et al., 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, fraturas ou trincas em peças cerâmicas (Gunne et al., 1999; Kreissl et al., 2007; Pjetursson et al., 2012; Mangano et al., 2013).

Geralmente, pilares de implantes são fabricados em titânio comercialmente puro em função de sua biocompatibilidade (Pjetursson et al. 2008). Estudos clínicos demonstram excelentes taxas de sobrevida 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 óssea 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 em longo prazo (Adell et al., 1981; Aboushelib et al., 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 et al., 2004; Brodbeck et al., 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).

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 et al., 2006, Taskonak et al., 2006, Esquivel-Upshaw et al. 2013).

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 2006, Magne et al. 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, 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 (Paradigma MZ100, 3M ESPE, EUA). A superfície interna das restaurações foram condicionadas com ácido fluorídrico e silanazidas (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 carregados 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.

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 OBJETIVOS

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência à fadiga de um projeto histo-anatômico experimental de uma restauração bilaminada (simulando o complexo dentina-esmalte) sobre implante, cimentada à uma base de titânio personalizada, e o efeito das diferentes combinações de materiais restauradores (resina composta e cerâmica).

A primeira hipótese nula é que o complexo dentina/esmalte, fabricado com uma resina nanohíbrida como mesoestrutura e uma faceta cerâmica irá resistir à fadiga de forma comparável à mesoestrutura de dissilicato de lítio com uma faceta de resina. A segunda hipótese nula é que as facetas cimentadas nas estruturas não interferem na resistência à fadiga ou o modo de falha quando comparadas com estruturas monolíticas.

3 VERSÃO DO ARTIGO PORTUGUÊS

Este artigo foi formatado de acordo com as normas para elaboração de artigos para a revista **Journal of Prosthetic Dentistry**.

RESISTÊNCIA À FADIGA DE DIFERENTES RESTAURAÇÕES DE RESINA COMPOSTA E CERÂMICA CAD/CAM, SIMULANDO O COMPLEXO DENTINA / ESMALTE: UM ESTUDO *IN VITRO*.

Ivan Contreras Molina* Jack Goldberg **

Cláudia Ângela Maziero Volpato*** Pascal Magne****

- * Doutorando e Mestre em Implantodontia – Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis – Santa Catarina – Brasil.
- * Residente do Programa Avançado de Prótese, Escola de Odontologia Hernan Ostrow, Universidade do Sul da Califórnia, CA, EUA.
- * Professor Associado das Disciplinas de Prótese – Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis.
- * Professor Associado, The Don & Sybil Harrington Foundation Chair of Esthetic Dentistry, Divisão de Ciências Restauradoras, Escola de Odontologia Hernan Ostrow, Universidade do Sul da Califórnia, CA, EUA.
- * México, Endereço para correspondência: Ivan Contreras Molina. Privada Plan de Ayutla

#39 Morelia Michoacan, CEP 58260 – Bairro: Chapultepec Sur, Morelia- México. Phone number: + 52 (443) 3155374
E-mail: dr.ivancontreras@gmail.com

CONFLITO DE INTERESSES E FONTE DE DECLARAÇÃO DE FINANCIAMENTO

Os autores declaram que não têm conflito de interesses.

RESUMO

Objetivos: Avaliar a resistência à fadiga de um projeto histo-anatômico experimental com uma restauração bilaminada (simulando o complexo dentina-esmalte) sobre implante, cimentado à uma base de titânio personalizada, e o efeito das diferentes combinações de material restaurador (resina composta e cerâmica). **Materiais e Métodos:** Sessenta restaurações sobre implantes foram fabricadas utilizando o sistema Cerec 4. Trinta coroas monolíticas foram utilizadas como grupo controle (15 em dissilicato de lítio para o grupo CE e 15 em resina composta nanohíbrida para o grupo CL) e comparados com 30 restaurações bilaminadas: sendo 15 mesoestruturas em dissilicato de lítio com o desenho experimental bilaminado em dentina, e uma faceta de resina nanohíbrida (Grupo CEL) e 15 mesoestruturas de resina nanohíbrida com o desenho experimental bilaminado em dentina, com uma faceta em dissilicato de lítio (Grupo CLE). Todas as restaurações monolíticas e bilaminadas foram cimentadas a um pilar de titânio personalizado. A mastigação cíclica isométrica (5Hz) foi simulada inicialmente com 5.000 repetições, com força de 150N, seguido por etapas de 200N, 250N, 300N, 400N e 450N (20.000 repetições cada). Os espécimes foram carregados até sua fratura ou a um máximo de 160.000 ciclos. Os quatro grupos foram comparados utilizando a tabela de análise de sobrevivência (teste de Logrank $p=0,05$ e testes post-hoc $p=0,008$). **Resultados:** Para o grupo CL, as restaurações fraturaram sob carga média de 347,39N (após 98.361 ciclos) e pra o grupo CLE a sob carga média de 313.20N (após 83.105 ciclos). Nenhum espécime suportou os ciclos com toda a carga (160.000 ciclos). Para os grupos CE, fraturas ocorreram com carga média de 381.47N (após 119.115 ciclos) e pra o grupo CEL sob 415.20N (após 132.873 ciclos). Suas respectivas taxas de sobrevivência foram de 26% e 33%. Testes *Post-hoc* com os dados da etapa de carregamento demonstraram resistência

à fadiga mais alta com o grupo CEL, quando comparado com o grupo CLE ($p = 0,003$). Neste grupo as falhas de coesão não ocorreram, mas sim, falhas de adesão na conexão entre o pilar de titânio e a mesoestrutura. Conclusão: Coroas monolíticas em dissilicato de lítio e mesoestruturas facetadas em resina nanohíbrida apresentaram as maiores taxas de sobrevivência quando comparadas com restaurações de resina nanohíbrida.

Palavras-chave: Resina composta; Dissilicato de lítio; Implante dentário, Pilares, Adesão.

INTRODUÇÃO

O desenho assistido por computador (Computer-Assisted Design / CAD) e a manufatura auxiliada por computador (Computer-Aided Manufacturing / CAM) vêm sendo utilizados com mais frequência na Implantodontia na última década (Kapos & Evans 2014). Diferentes tipos de pilares estão disponíveis em diferentes materiais (metal e cerâmica) e formatos (pré-fabricados ou personalizados) (Wismeijer et al., 2014). A biologia, estética e força devem ser cuidadosamente equilibrados a fim de criar um material restaurador otimizado para restaurações implanto-suportadas, que simule o dente natural e sua capacidade de distribuir as forças oclusais.

O termo “bioemulation” foi apresentado pela primeira vez por Bazos e Magne, criando o embasamento para o chamado “projeto histo-anatômico”. A intenção desse desenho é simular a microestrutura do esmalte (formado por cristais de hidroxiapatita, unidos por um polímero orgânico de matriz proteica) e a microestrutura da dentina (bio- composto com fibras de colágeno mineralizado) (Bazos & Magne, 2011). Tal conceito fascinante pode ser dividido em duas partes: o biomimetismo funcional e a biomimetismo óptico. Inicialmente o objetivo funcional é simular o dente natural utilizando uma abordagem bilaminar na qual a dentina é substituída por um material resiliente com alta absorção de impacto, e o esmalte é restaurado com um material menos resiliente e mais translúcido. Em segundo lugar, o biomimetismo óptico tenta recriar as características ópticas do dente intacto, incluindo a natureza inerentemente translúcida do esmalte, o complexo esmalte-dentina e a dentina, que é explicado por interações fotônicas simplificadas em relação aos elementos histo-anatômicos que resultam na síntese visual final (Bazos & Magne, 2014).

A reprodução do efeito de absorção de impacto no ligamento periodontal foi realizada pela primeira vez por Babbush, utilizando um sistema de implantes em dois estágios utilizando um cilindro intramóvel feito em titânio, como elemento resiliente (Babbush et al., 1987). A presença desse elemento resiliente para absorção de impacto deveria reduzir a transmissão de tensão para o osso (Brunski et al., 1992), apesar da ação de absorção de impacto estar localizada na

própria coroa. Apesar disso, o uso de coroas resilientes sobre pilares rígidos não resultou em um alívio significativo da tensão para o osso (Ciftci, & Canay 2000; Rubo & Souza 2008; Kim et al., 2009). Com o desenvolvimento técnico na área da Odontologia digital, ampliaram-se as oportunidades para fabricar restaurações utilizando materiais de alto desempenho (Rekow et al. 2011; Beuer et al. 2012). Além disso, a produção de estruturas pode ser simplificada, conectando coroas a pilares pré-fabricados ou personalizados (Patel et al., 2010). Diversas mudanças na formulação e nos processos de fabricação de resinas nanohíbridas indiretas deram a esse material características que pudessem viabilizá-lo como material para pilares personalizados.

Nesse contexto, o uso de dissilicato de lítio como estrutura para pilares torna-se relevante, pois, este material não apresenta resistência mecânica suficiente para se conectar diretamente com a plataforma do implante, porém, sua utilização faz sentido quando combinada com um componente metálico (Sailer et al., 2009, Edelhoff et al., 2012). Blocos de dissilicato de lítio apresentam alta resistência à fratura (360MPa), mas necessitam de um processo de sinterização após a usinagem, o que consome tempo para essas modalidades de tratamento em uma única consulta (Fasbinder et al., 2010). Blocos cerâmicos mais translúcidos reforçados com feldspato e leucita estão disponíveis nas formas monocromáticas e policromáticas, e sua resistência à fratura relativamente mais baixa pode ser compensada com técnicas de cimentação adesiva (Bindl et al., 2006). De acordo com as indicações do fabricante, a resistência à flexão dos blocos cerâmicos feldspáticos é de 154Mpa, indicando uma menor probabilidade de fratura em comparação com a cerâmica feldspática processada convencionalmente (Tinschert J et al., 2000). Apesar de uma boa aparência estética, estabilidade da cor, biocompatibilidade e durabilidade de restaurações cerâmicas vítreas, tais materiais também apresentam algumas desvantagens como fragilidade, suscetibilidade à fratura e desgaste abrasivo dos dentes naturais antagonistas (Brunton et al., 1999; Park et al., 2008; Zahran et al., 2008).

Blocos de resina nanohíbrida Paradigm MZ100 (3M-ESPE) foram introduzidos para uso com sistemas CAD/CAM como

substitutos de blocos cerâmicos (Rusin et al., 2001; Kunzelmann et al., 2001). Os blocos foram fabricados a partir do material restaurador original Filtek Z100 (3M-ESPE), que contém uma carga de partículas esferoidais de zircônia-silica patenteada (85% em peso), que parece garantir um excelente comportamento em restaurações sob cargas dinâmicas (Magne & Knezevic, 2009c; Magne et al. 2011a), apesar de manter um módulo elástico relativamente baixo. Esta combinação única de força e resiliência foi incorporada em um novo desenho de pilar, na tentativa de imitar o comportamento dos dentes naturais, com o chamado princípio biomimético (Magne et al., 2011a). Neste conceito, o componente resiliente é integrado na restauração. Este conceito foi aplicado com sucesso na restauração de pilares de zircônia no sextante anterior (Magne et al., 2011a), rendendo resultados de destaque na área posterior (Magne et al., 2011b). Portanto, um efeito ainda mais eficiente de absorção de impacto pode ser obtido com um volume maior de material resiliente, tal como o próprio pilar. Desta forma, a fabricação de restaurações anteriores suportadas por implantes unitários foi proposta, utilizando pilares de resina nanohíbrida com Paradigm MZ100 (Magne et al., 2011a), associados à facetas adesivas (Magne et al., 2008). Na dentição anterior, os resultados demonstram que a sobrevivência do pilar feito em resina nanohíbrida não diferiu dos pilares de zircônia.

Uma classe de materiais recentemente definida como resinas nanohíbridas consiste de nanopartículas esferoidais de sílica e zircônia agrupadas e unidas por uma matriz reticulada de resina. Esta nova classe foi introduzida para a fabricação de restaurações fixas (Lava Ultimate Restorative, 3M ESPE, Neuss, Alemanha) por tecnologia CAD/CAM (Koller et al., 2012). Em testes pré-clínicos, a resina exibiu resistência à fratura comparável com cerâmicas vítreas e equilíbrio funcional com estruturas de esmalte, com módulo de flexão na mesma faixa da dentina (Carvalho et al., 2014). Apesar disso, atualmente não existem dados válidos disponíveis na literatura científica relacionados à resistência de restaurações monolíticas implanto-suportadas confeccionadas com a resina nanohíbrida, ao mesmo tempo em que, pilares feitos com esse material também possam tornar-se importantes no futuro; portanto, esta opção ainda se encontra em estado embrionário.

As principais vantagens destes polímeros de alto desempenho (MZ100, Lava Ultimate CAD/CAM) incluem baixa abrasão nos dentes antagonistas (Kunzelmann et al., 2004) e baixo módulo elástico, o que permite maior absorção de impacto funcional sem deformação (Magne et al., 2002). Algumas desvantagens da resina composta permanecem: tais como, desgaste, deterioração do acabamento superficial, instabilidade de cor. Entretanto, pesquisadores relataram que o desempenho das resinas compostas já excedeu o desempenho das cerâmicas (Attia et al., 2006; Kassem et al., 2012; Akbar et al., 2006). Apesar disso, pacientes têm maior probabilidade de receber restaurações totalmente em cerâmica devido à sua estética excepcional e excelente biocompatibilidade (Kelly 1997; Kelly & Denry 2008).

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência à fadiga de um desenho histo-anatômico experimental com uma restauração bilaminada (simulando o complexo dentina-esmalte) sobre implante, cimentada à uma base de titânio personalizada, e o efeito das diferentes combinações de material restaurador (resina composta e cerâmica). A primeira hipótese nula afirma que o complexo dentina/esmalte, simulado com uma resina nanohíbrida como mesoestrutura e uma faceta cerâmica irá resistir à fadiga de modo comparável à uma mesoestrutura de dissilicato de lítio com uma faceta de resina. A segunda hipótese nula é que as facetas cimentadas nessas estruturas não interferem na resistência à fadiga ou o modo de falha quando comparadas com estruturas monolíticas.

MATERIAIS E MÉTODO

Sessenta implantes cônicos tipo cone morse (Titamax CM EX, 3.5mm de diâmetro, 10mm de comprimento; Neodent, Curitiba, Brasil) foram embutidos em resina acrílica (Palapress; Heraeus Kulzer, Armonk, NY, EUA) para simular o osso humano.

Utilizando o sistema Cerec 4 (versão 4.3, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) em modo de correlação (Figura 1), um enceramento do incisivo central superior foi feito, escaneado e correlacionado com a impressão óptica de um pilar de titânio personalizado (Solid metal abutment CM,

Universal Post, 3,3mm - diâmetro, 4,0mm - altura, 0,8mm - cinta; Neodent, Curitiba, Brazil).



Figura 1. Modo de correlação no software CEREC. (A) Impressão digital do pilar personalizado e coroa monolítica. (B) Correlação do pilar personalizado com mesoestrutura e desenho final da dentina. (C) Desenho final da faceta.

Os materiais utilizados para a construção das estruturas e facetas foram uma resina nanohíbrida (Lava Ultimate, 3M ESPE, EUA). O material é uma mistura de resina composta e cerâmica, consistindo principalmente em cerâmica. O material é composto por sílica (20 nanômetros) e zircônia (4 a 11 nanômetros) e apresenta um módulo de elasticidade de 12.77 MPa. A cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio (Emax CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) é apresentada em blocos utilizados no processo de injeção, apresentando uma fase cristalina intermediária e um módulo de elasticidade de 95 MPa.

O enceramento da coroa foi realizado em um modelo desenvolvido para simular a coroa natural do perfil de emergência de um incisivo central superior. Inicialmente, a coroa anatômica foi escaneada e mantida como uma restauração monolítica. Além disso, um *cut back* do mesmo enceramento foi realizado manualmente para simular um preparo para faceta. Uma vez que a espessura uniforme foi confirmada com um espécimetro calibrado, este desenho foi digitalizado mais uma vez para criar o projeto histo-anatômico

experimental de uma restauração bilaminada com uma mesoestrutura com formato de “dentina”. Por fim, uma faceta similar ao esmalte foi desenvolvida no modo de correlação, a partir da coroa totalmente anatômica e escaneada anteriormente (antes da redução).

Quatro grupos foram obtidos com 15 espécimes cada. Trinta coroas monolíticas foram utilizadas como grupo controle que consistiu de 15 coroas em dissilicato de lítio (Emax; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; grupo CE) e 15 coroas em resina composta (Lava Ultimate; 3M/ESPE, St.Paul, MN, EUA; grupo CL). Elas foram comparadas com 30 restaurações bilaminares que consistiram de 15 mesoestruturas com forma de dentina, compostas de dissilicato de lítio (E-max), com uma faceta de resina composta (Lava Ultimate; group CEL) e 15 mesoestruturas em forma de dentina compostas de resina composta (Lava Ultimate) com uma faceta de dissilicato de lítio (Emax; group CLE) (ver Figura 2).



Figura 2. (A) Desenho final da dentina em dissilicato de lítio (Emax), mesoestrutura com uma faceta de resina composta (Lava Ultimate) (grupo CEL). (B) Desenho final da dentina em resina composta (Lava Ultimate), mesoestrutura com uma faceta de dissilicato de lítio (Emax) (grupo CLE).

Todas as coroas monolíticas, mesoestruturas e facetas foram confeccionadas com um conduto de alimentação localizado na superfície palatal. Um pilar personalizado ou modificado em titânio foi utilizado como interface ou “base de fixação” para conectar a mesoestrutura ou as coroas fabricadas por CAD/CAM à plataforma do implante.

Antes do procedimento de polimento, o conduto de alimentação foi removido e o orifício de acesso para a futura entrada do parafuso foi criado na superfície palatal, utilizando uma broca diamantada de ponta arredondada (801-023; Brasseler, Savannah, GA, EUA). As restaurações de porcelana foram inicialmente polidas utilizando um kit intra-oral de polimento para ajuste de porcelana (Brasseler, Savannah, GA, EUA); as restaurações de resina composta foram polidas utilizando o sistema Q-Polishing (Kit ref. 4477; Komet, Rock Hills, SC, EUA) e escovas de polimento de carbeto de silício (Occlubrush; Kerr- Hawe, Bioggio, Suíça) (ver Figura 3).

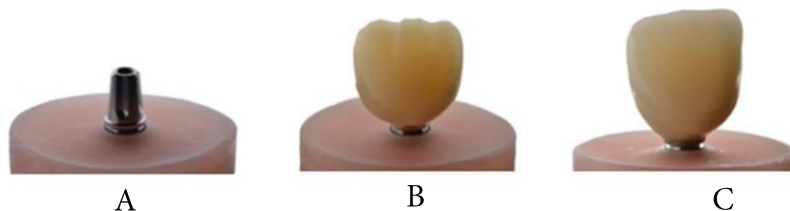


Figura 3. (A) Pilar de titânio antes de personalização. (B) Mesoestrutura como projeto no formato da dentina. (C) Complexo bilaminar histo-anatômico.

As superfícies de ajuste do pilar de titânio personalizado e suas estruturas de resina composta (coroa monolítica, mesoestrutura e faceta) foram submetidas ao mesmo tratamento de superfície, iniciando pelo jateamento no pilar com partículas de $27\mu\text{m}$ de óxido de alumínio modificado por sílica (Cojet; 3M-ESPE, St.Paul, MN, EUA) sob $0,2\text{Mpa}$, por 10 segundos, a uma distância de 10mm. Em seguida, as superfícies foram lavadas por jatos de água durante 5 segundos. A limpeza subsequente foi realizada utilizando ácido fosfórico 35% (Ultra-Etch; Ultradent, South Jordan, UT,

EUA) com movimentos suaves de escovação por 1 minuto, enxaguado por 20 segundos e imerso em água destilada para banho ultrassônico por 2,5 minutos. Em seguida, as superfícies foram secas ao ar, sem óleo, por 5 segundos, para aplicação do silano (Silane, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos, seguido de secagem a 100°C, por 1 minuto. Por fim, resina adesiva (Optibond FL bottle 2; Kerr, Orange, CA, USA) foi aplicada sem polimerização (Magne et al. 2011b).

O tratamento de superfície para todas as estruturas cerâmicas (coroa monolítica, mesoestrutura e facetas) consistiu em condicionamento com ácido fluorídrico 5% (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 20 segundos, seguido de enxágue com água por 20 segundos. A limpeza pós-condicionamento foi realizada utilizando ácido fosfórico 35% (Ultra Etch; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) com movimentos suaves de escovação por 1 minuto, seguido de enxágue com água durante

20 segundos. Em seguida, foi realizada imersão em água destilada para banho ultrassônico por 2,5 minutos seguido de secagem ao ar sem óleo. As superfícies de internas foram silanadas (Ultra Etch) e secas a 100°C por 1 minuto. Por fim, resina adesiva (Optibond FL bottle 2; Kerr) foi aplicada sem polimerização.

Cada pilar de titânio foi inserido no implante, aplicando 32N de torque de acordo com recomendações do fabricante. Em seguida, uma fita veda-rosca de PTFE foi utilizada para cobrir o canal de acesso ao pilar. Todas as restaurações monolíticas e bilaminares foram colocadas e aderidas à base do pilar utilizando resina adesiva (Optibond FL bottle 2; Kerr) e resina composta restauradora pré-aquecida (Filtek Z100; 3M-ESPE, St.Paul, MN, EUA) durante 5 minutos em um *Ca/Set* (Addent, Danbury, CT,EUA). Após a remoção de todo excesso de resina composta, cada superfície foi polimerizada com luz durante 60 segundos a 1.000 mW/cm² (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA). Todas as margens foram cobertas com uma barreira para bloqueio do ar (K-Y Jelly; Personal Products Company, Skillman, NJ, EUA) por 10 segundos a mais por cada ciclo de polimerização da superfície. O excesso de resina adesiva foi removido com instrumentos manuais e os espécimes

foram armazenados em água destilada por 24 horas antes da realização dos ensaios.

Um equipamento artificial de mastigação acionado por um sistema hidráulico de circuito fechado (Mini Bionix II; MTS Systems, Eden Prairie, MN, EUA) foi utilizado para simular as forças mastigatórias (ver Figura 4). O protocolo experimental tem base na norma ISO 14801. O ciclo de mastigação foi simulado com uma contração isométrica (controle de carga) aplicada em um ângulo de 30° sobre a superfície antagonista plana feita com resina composta (Filtek Z100; 3M/ESPE) na aresta incisal do espécime; sendo que uma nova superfície antagonista foi fabricada para cada espécime. A câmara de carga foi preenchida com água destilada para submergir os espécimens durante os ensaios. A carga cíclica foi aplicada a uma frequência de 5Hz. Um protocolo de carga “em etapas” foi utilizado, iniciando com um aquecimento a 100N (5.000 ciclos) seguido por etapas a 150N, 200N, 250N, 300N, 350N, 400N e 450N a um máximo de 20.000 ciclos cada (método escada). Os espécimes foram carregados até sua fratura ou a um máximo de 160.000 ciclos. O número de ciclos suportados e o modo de fratura de cada espécime foi registrado. Após o ensaio, cada espécime foi avaliado por transiluminação (Microlux; Addent, Danbury, CT, EUA) e microscopia ótica (Leica MZ 125; Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) a 10:1 de ampliação, com concordância de dois examinadores. Uma distinção visual foi feita entre fraturas coesivas do pilar ou do implante, bem como, fraturas coesivas das restaurações e/ou falha adesiva das interfaces restauração/mesoestrutura/ pilar.

A B

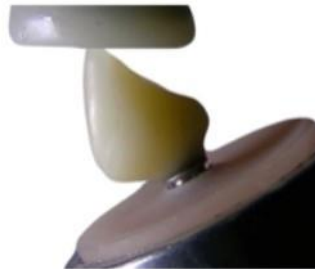
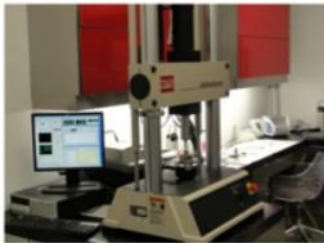


Figura 4. (A) Sistema hidráulico (Mini Bionix II). (B) Vista do espécime sob aplicação de carga.

A resistência à fadiga dos quatro grupos foi comparada utilizando-se a análise de sobrevivência. Em cada intervalo de tempo (definido por cada etapa de carga), o número de espécimes que iniciaram o intervalo de tempo intactos e o número de espécimes fraturados durante o intervalo foram utilizados para calcular a probabilidade de sobrevivência em cada intervalo. A influência do material de restauração (cerâmica e resina composta) sobre a resistência à fratura das diferentes combinações restauradoras foi analisada utilizando o teste de Logrank com nível de significância de $p=0,05$. O número de ciclos até a fratura também foi considerado e comparado em uma análise estatística em separado, utilizando a análise de sobrevivência Kaplan-Meier (ver Figuras 5 e 6).

RESULTADOS

Houve influência (cerâmica *versus* resina *versus* dentina/esmalte) sobre a sobrevivência e $p=0,003$ (teste de Kaplan-Meier). Tais comparações *post hoc* com significância de $p\leq 0,05$ (comparações) (ver Tabela 1).



Para o grupo CL, as restaurações fraturaram sob carga média de 347,39N (após 98.361 ciclos) e sob carga média de 313,20N (após 83.105 ciclos) para o grupo CLE. Nenhum espécime suportou os ciclos com toda a carga repetida (160.000 vezes) (sobrevivência = 0% para grupos CL e CLE). Para os grupos CE com carga média de 381,47N (a 119.115 ciclos) e CEL 415,20N (a 132,873 ciclos), a taxa de sobrevivência foi de 26% e 33%, respectivamente. Testes *Post hoc* com dados da etapa de carregamento (ver Tabela 1) demonstraram resistência a fadiga mais alta com o grupo CEL, quando comparado com o grupo CLE ($p = 0,003$). Diferenças foram localizadas entre os materiais valores $p\leq 0,008$ (com a correção de Bonferroni para 6 comparações). Testes

Post hoc com dados da etapa dos ciclos (Tabela 2) mostrou que o grupo CE foi superior que o grupo CLE (p.0066), e o grupo CEL foi superior que o grupo CL (p.0002) e CLE (.0001). Diferenças foram localizadas entre os materiais com valores $p \leq 0,008$ (com a correção de Bonferroni para 6 comparações).

Tabela 1. Comparação *Post-hoc* usando o teste de *Logrank* com os dados da etapa de carga.

	CE	CL	CEL
CL	0.0508		
CEL	0.3755	0.0106	
CLE	0.0167	0.3848	0.0027

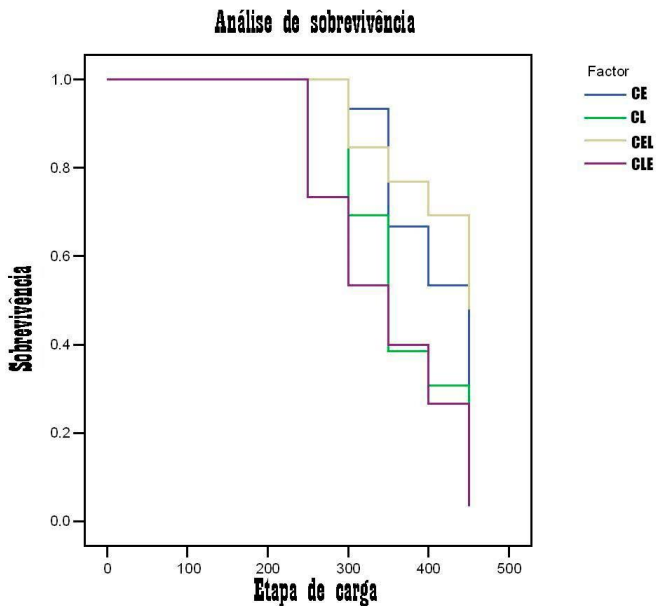


Figura 5. Quadro de análise de sobrevivência utilizando os dados da etapa de carga.

Tabela 2. Comparação *Post-hoc* usando o teste de *Logrank* com o número de ciclos.

	CE	CL	CEL
CL	0.0160		
CEL	0.4404	0.0002	
CLE	0.0066	0.5602	0.0001

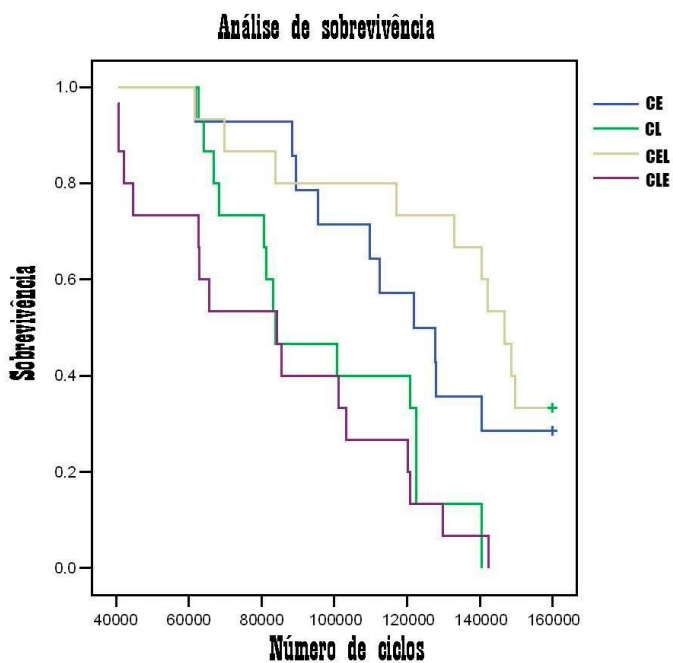


Figura 6. Quadro de análise de sobrevivência utilizando o número de ciclos.

Duas fraturas de pilares foram observadas no grupo CEL (ver Figura 7). Todos espécimes fraturados apresentaram modo de fratura similar (no adesivo entre a mesoestrutura e no pilar de titânio) (ver Figura 8). Não foram observadas fraturas na restauração das facetas ou entre a faceta e a mesoestrutra. Excesso de cimento foi encontrado na superfície do pilar.

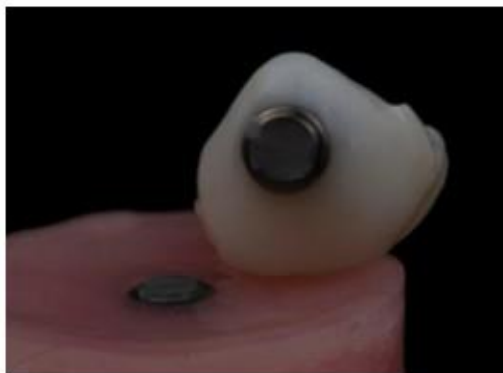


Figura 7. Complexo dentina-esmalte que não sobreviveu ao carregamento dinâmico. Mesoestrutura em dissilicato de lítio e faceta em resina composta com fratura do pilar.

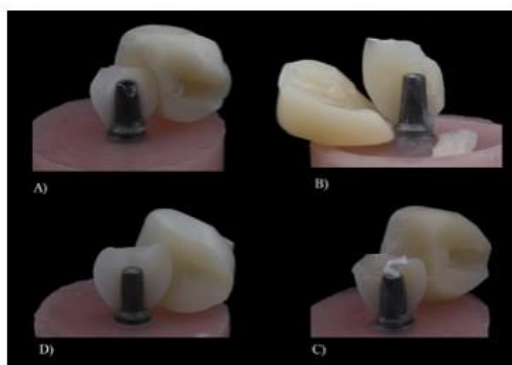


Fig. 8. Exemplos de conjuntos que não sobreviveram à carga dinâmica (vista frontal). Coroa monolítica em dissilicato de lítio e resina composta apresentando falha predominantemente coesiva (A, B), dissilicato de lítio ("dentina") - resina composta ("esmalte") apresentando falha coesiva (C, D).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fadiga e modo de fratura de um projeto histo-anatômico experimental de uma restauração bilaminada (simulando o complexo dentina-esmalte) sobre implante, cimentada à uma base de titânio personalizada, e o efeito das diferentes combinações de material restaurador (resina composta e cerâmica). A hipótese nula que considerava que as mesoestruturas de resina composta nanohíbrida no formato de dentina, com faceta de dissilicato de lítio resistiriam à fadiga de maneira comparável com mesoestruturas de dissilicato de lítio em forma de dentina associadas à faceta de resina composta nanohíbrida pode ser descartada. A mesoestrutura de dissilicato de lítio apresentou uma resistência à fadiga mais alta do que a resina composta nanohíbrida. A segunda hipótese nula que afirmava que mesoestruturas aderidas com as facetas não apresentariam resistência à fadiga ou modo de falha diferente de estruturas monolíticas pode ser aceita.

O protocolo experimental deste estudo tem base na norma ISO 14801. Apesar disso, alguns elementos específicos foram desenvolvidos para adaptação à configuração de carga de um incisivo central, para prevenir dano local no ponto de carga. Uma superfície de resina composta foi utilizada como antagonista ao invés de aço inoxidável, como sugerido em estudos similares sobre fadiga (Magne & Knezevic et al., 2009 a,b). A flexibilidade e o desgaste do antagonista permitiu que houvesse uma simulação mais realista do contato oclusivo de um dente na faceta de desgaste em resina, incluída na aresta incisal da restauração. Uma superfície de contato grande e uniforme preveniu cargas pontuais intensas e localizadas que poderiam exceder o limite compressivo dos materiais restauradores, gerando dano na superfície e detritos em pó devido ao esmagamento (Kelly et al., 1999). Este mecanismo foi confirmado em ensaios pilotos utilizando áreas de contato menores; delaminação e fratura coesiva da aresta incisal foi observada. Durante seu ciclo de vida, dentes são sujeitos a pequenas forças e tensões de alto ciclo, podendo eventualmente sofrer um impacto repentino com alta força, como um trauma. Ensaios *in vitro*, simulando a fadiga clínica são relevantes,

porém, consomem tempo. Eles contrastam com os ensaios de carga, gerando resultados rápidos com menos relevância clínica. O protocolo de carga em etapas utilizado neste estudo representa um equilíbrio adequado entre os demorados testes de fadiga tradicionais e experimentos mais simples de carga até a fratura. Apresentado originalmente por Fennis et al. (2004) e utilizado mais tarde em diversos estudos (Kuijs et al., 2006; Magne & Knezevic 2009a, 2009b, 2009c), esta abordagem em etapas pode ser considerada um “teste de fadiga acelerado” que cobre uma ampla gama de situações clinicamente relevantes (de cargas normais a altas). A primeira parte do ensaio se mantém dentro da gama de forças realísticas de mordida na região anterior, ou seja, até 100N (Ferrario et al., 2004). A segunda parte consiste na gama de cargas que podem ser encontradas no bruxismo, trauma (altas cargas extrínsecas), ou acidentes mastigatórios intrínsecos (abaixo das cargas de mastigação em uma área pequena devido a um corpo estranho rígido como um garfo, pedra ou semente, por exemplo).

Como, tanto a mesoestrutura quanto a faceta foram confeccionadas com a tecnologia CAD/CAM, muitas variáveis foram evitadas para evitar um viés de pesquisa, tais como habilidades do técnico dental e propriedades mecânicas (ausência de defeitos humanos), bem como outras etapas do processo de fabricação. A precisão ao desenhar, tanto a mesoestrutura quanto a faceta somente uma vez, e a possibilidade de ter uma réplica exata por diversas vezes em materiais diferentes resultou na possibilidade de padronizar a fabricação dos espécimens. A única variável com possibilidades de vieses foi o processo de cimentação dos diversos componentes, que se tentou padronizar o máximo possível, sendo realizado sempre pelo mesmo operador.

Os modos de fratura dos diversos grupos foram bastante similares, como mostra a Figura 7. Isso pode ser explicado pela geometria e anatomia da configuração de carga, como visto em estudos anteriores (Magne et al., 2009a), onde a maior parte das tensões se concentra na concavidade palatal devido às características anatômicas na forma natural de um dente. Um desafio estrutural envolveu o canal de acesso ao parafuso, que criou uma menor espessura do material na região, gerando propensão à formação de trincas que eventualmente

propagariam na interface titânio-resina. Não houve falha de nenhuma natureza (pequenas lascas ou descolamento da faceta) observadas na aresta incisal; isso prova que a montagem dos espécimens foi realizada seguindo as técnicas corretas, apresentando resultados satisfatórios.

O ponto mais fraco desse estudo parece ser a interface entre a mesoestrutura e o pilar de titânio, que ficou bastante exposta na maioria dos casos. Um protocolo padrão para a cimentação foi realizado para todas as superfícies de dissilicato de lítio e de resina composta a base de titânio que foram tratados exatamente da mesma maneira, com exceção de uma etapa: A superfície de dissilicato de lítio foi condicionada com ácido fluorídrico a 5% durante 20 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante e de estudos anteriores (Menees et al., 2014). Os espécimes de resina composta foram pintados com grafite (Keul et al., 2014) com subsequente jateamento com óxido de alumínio modificado por sílica com partículas de 27 μ m, a 0,2Mpa de pressão (Kern et al., 2012; Fuhrmanna et al., 2104) por 10 seg, a uma distância de 10mm Em seguida as superfícies foram lavadas com jatos de água durante 5 seg. Após a limpeza das superfícies com ácido fosfórico, os espécimes foram colocados em água destilada para banho ultrassônico durante 2.5 minutos (Magne et al., 2009c). Após sua secagem, uma fina camada de silano foi aplicada e os espécimes foram expostos ao calor para eliminar o solvente e estabilizar a ligação covalente do silano 100C por 1 min (Roulet et al., 1995; Watanabe et al., 1999; Fabianelli et al., 2010). Por fim a resina adesiva sem polimerizar.

Segundo recomendações de estudos anteriores que obtiveram valores mais altos de força de adesão com o Filtek Z100, optou-se pelo uso de uma resina composta como agente de cimentação, (Magne et al., 2010; Loguercio et al., 2014), caracterizada pelo benefício de ser um material restaurador somente fotopolimerizável (tempo de trabalho ilimitado, maior estabilidade de cor, propriedades físico-químicas ótimas, resistência ao desgaste e radio-opacidade). Ao tornar-se mais viscosa após resfriamento, esta resina composta estabiliza a restauração e facilita a remoção de excessos (Magne & Knezevic, 2009b).

Espécimes monolíticos de resina nanohíbrida e dissilicato de lítio sofreram fratura com uma carga média de 347,39N a 381,47N. Com base nestes dados, é difícil concluir que pilares sobre implantes restaurados adesivamente com polímeros são contraindicados em dentes anteriores. Com cargas médias de fratura a 313,20N e 415,20N (resina nanohíbrida / dissilicato de lítio e dissilicato de lítio / resina nanohíbrida, respectivamente) e taxas de sobrevivência aceitáveis dentro de forças mastigatórias realísticas, ambos grupos experimentais obtiveram desempenho apropriado. A ausência da diferença na probabilidade de sobrevivência entre o pilar monolítico versus o pilar facetado pode ser sido “mascarado” pela tensão concentrada na concavidade lingual. A diferença da taxa de sobrevivência entre mesoestrutura e o pilar está alinhada com suas forças de flexão (204MPa para Lava e 360MPa para E-max). Os modos de falha da restauração foram bastante similares entre os diferentes grupos, demonstrando em sua maioria, fratura adesiva com o pilar de titânio, com pequenos fragmentos da restauração aderidos no pilar.

Com o aumento de sua deformação sob carga, a resina Lava Ultimate tem maior probabilidade de absorver a tensão, o que é descrito como “comportamento de amortecimento” (Magne et al., 2013) e proteger a interface adesiva entre a restauração e o pilar. O amortecimento pode advir da mesoestrutura ou da própria restauração (faceta). Neste caso, a melhor combinação de força e comportamento de amortecimento é demonstrada pelo dissilicato de lítio e pela faceta da resina Lava (CEL). A única limitação clínica seria o desgaste e a perda de brilho da superfície facetada. Entretanto, não foram observadas lascas na resina nanohíbrida.

Também é possível discutir as implicações clínicas de fratura definidas neste estudo. A fratura da restauração ou do pilar, quando reparáveis, podem também ser percebidas como um mecanismo de proteção que limita a quantidade de tensão no implante, possivelmente reduzindo a tensão no osso que o apoia. Outras implicações clínicas significativas deste estudo podem ser derivadas do desenho e dos materiais da restauração. O conceito de restaurações retidas adesivamente dá aos especialistas em

prótese e ceramistas uma maior liberdade em determinar o eixo ótimo para as restaurações sobre implante, bem como o desenho de componentes secundários compatíveis com folgas meso-distais ou espaços oclusais gravemente reduzidos. A simulação de quaisquer ângulos coroa-raiz e o posicionamento de margens sub-gengivais, juntamente com as propriedades ópticas e o projeto do pilar nesta nova abordagem de restauração, simplifica a restauração final (com menos risco de excesso de cimento) e melhora o resultado estético (ex.: no caso de mucosa peri-implantar vestibular fina) (Sailer et al., 2009a; Zembic et al., 2009; Magne et al., 2010). Com base nos dados deste estudo, é difícil concluir que os pilares poliméricos são contraindicados em dentes anteriores; entretanto, futuras pesquisas deverão ser conduzidas para a otimização do projeto de alguns componentes, bem como explicar e desenvolver o uso de novos materiais novos a base de resina nanohíbrida via CAD/CAM.

O ineditismo deste estudo está na utilização de um projeto histo-anatômico bilaminar simulando o complexo dentina-esmalte. Com ciência, a simulação pretende a projetar algo que reproduza e copie um modelo que deveria ser utilizado como referência. Para dentistas da área da prótese, a referência inquestionável é o dente natural intacto. Portanto, a biomimética parte do entendimento do arranjo dos tecidos rígidos e da distribuição de tensão entre eles (Magne & Belser, 2002). O esmalte e a dentina formam uma estrutura complexa que dá ao dente uma característica única; por um lado, a dureza do esmalte protege a dentina macia logo abaixo; e por outro lado, o efeito de amortecimento da dentina com suas fibras de colágeno na junção dentina-esmalte compensam a natureza inerentemente frágil do esmalte. A interrelação estrutural e física entre um tecido extremamente rígido e um tecido mais macio e maleável dá ao dente natural sua habilidade única de suportar cargas mastigatórias e térmicas durante uma vida. Além disso, este conceito primário refere-se ao processamento dos materiais de modo similar ao processo natural dos dentes, tal como um precursor de um tecido macio. O significado secundário do conceito de biomimética se refere à simulação ou recuperação da biomecânica do dente original pela restauração, sendo este o objetivo claro da Odontologia

restauradora. Neste contexto, o projeto de um “desenho anatômico” é inicialmente baseada na reprodução exata do dente natural e na simulação da dentina e esmalte naturais utilizando diversas camadas de materiais. Esta técnica pode ser utilizada para todos os tipos de restaurações. Como restaurações implantossuportadas estão sobre uma base bastante rígida, representada pela fixação de titânio osseointegrada, é fundamental considerar uma forma de compensar esta “anomalia”, utilizando materiais com maior capacidade de amortecimento.

Por fim, este estudo explorou uma solução restauradora que tem o potencial de melhorar o resultado estético de restaurações CAD/CAM. A policromaticidade do dente é diretamente afetada pela espessura e composição dos tecidos. A dentina tem um papel na reflexão da luz, sendo inicialmente responsável pela tonalidade do dente natural devido a sua alta saturação e baixa translucidez (Magne et al. 2011). Como o esmalte é rico em minerais, ele se comporta como um objeto translúcido, permitindo que a luz passe por ele e atinja a dentina, resultando na dispersão da luz. Assim, estas duas camadas têm efeitos ópticos diferentes, criando um resultado estético que é único no corpo humano. O desenvolvimento de novos materiais deve ser realizado com o objetivo de imitar as propriedades ópticas do esmalte e dentina. No caso deste estudo, o desenho da restauração buscou obedecer às características da estrutura dental, pilar, resistência, cor, opacidade e fluorescência cromática. A adição da faceta aumentou a translucidez; e, neste caso, a translucidez permitiu que a coloração interna fosse visível. Embora seja difícil estabelecer uma correlação direta com o desempenho clínico destas restaurações com um desenho experimental com restaurações sobre implantes em formato único, o presente estudo fornece uma base para a otimização do material e o desenho do pilar, porém, ainda precisa melhorar as estratégias adesivas e outras aplicações de tratamento (por exemplo, na dentição posterior).

CONCLUSÕES

Este estudo investigou uma solução restauradora experimental com diversos projetos anatômicos bilaminares simulando esmalte-dentina, aderidos a um pilar de titânio para implantes dentários. Coroas monolíticas e mesoestruturas de dissilicato de lítio associadas à facetas de resina nanohíbrida apresentaram taxas de sobrevivência mais altas quando comparadas com restaurações de resina composta nanohíbrida, mostrando ser uma possibilidade restauradora para próteses implantossuportadas.

AGRADECIMENTOS

Os autores expressam sua gratidão à:

CAPES - Fundação de Apoio à Pesquisa (processos: PDEE 1897-09-8 e PDEE 1909- 09-6);

Neodent (Curitiba, PR, Brasil) pela doação dos implantes e dos pilares de titânio.

3M ESPE (St Paul, MN) pela doação da resina composta Filtek Z100 e Cojet; Kerr (Orange, CA) pelo Optibond FL e Occlubrush; Patterson (El Segundo, CA) pelo Cerec 3;

Ultradent (South Jordan, UT) pelo Ultratech, Porcelain Etch e Silane; Heraeus Kulzer (Armonk, NY) pela Palapress; Brasseler (Savannah, GA) e Dialite e Kommet (Rock Hill, SC) pelo sistema Q-Polishing Kit. Ivoclar Vivadent (Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein) pela doação dos blocos de E-max.

REFERÊNCIAS

Akbar J. H., Petrie C.S., Walker M.P., Williams K. & Eick J.D. (2006) Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics* 15:155-163.

Attia A., Abdelaziz K. M., Freitag S. & Kern M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95:117-123. Babbush C. A., Kirsch, A., Mentag, P. J. & Hill, B. (1987) Intramobile cylinder (IMZ) two- stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2: 203–216.

Bazos P. & Magne P. (2011) Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *European Journal of Esthetic Dentistry* 6:8-19.

Bazos P. & Magne P. (2014) Biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *European Journal of Esthetic Dentistry* 9:330-352.

Beuer F., Stimmelmayer M., Gueth J. F., Edelhoff D. & Naumann M. (2012) In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials* 28:449-456.

Bindl A., Lüthy H. & Mörmann W. H. (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 22:29-36.

Brunski J. B. (1992) Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 10: 153-201.

Brunton P. A., Cattell P., Burke F. J. & Wilson N.H. (1999) Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82:167-171.

Carvalho A. O., Bruzi G., Giannini M. & Magne P. (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 4:310-317.

Ciftçi Y. & Canay, S. (2000) The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15: 571–582.

Edelhoff D., Brix O., Beuer F. & Stimmelmayer M. D. (2012) Herstellung individueller Implantat abutments. Eine neue Methode auf Basis von Lithiumdisilikat-Presskeramik. *Quintessenz Zahn- Tech* 38:1014-1023.

Fabianelli A., Pollington S., Papacchini F., Goracci C., Cantoro A., Ferrari M. & van Noort R. (2010) The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry* 38:39-43. Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D. & Neiva G. (2010) A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *The Journal of the American Dental Association* 141:10-14.

Fennis W. M. M., Kuijs, R. H., Kreulen, C. M., Ver-donschot, N. & Creugers, N. H. (2004) Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *The International Journal of Prosthodontics* 17:313-317.

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

Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S. & Kern M. (2014) Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials* 30:357-363.

- Kapos T. & Evans C. (2014) CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29:117-136.
- Kassem A. S., Atta O., El-Mowafy O. (2012) Fatigue resistance and microleakage of CAD/ CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics* 21:28-32.
- Kelly J. R. (1997) Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Research* 27:443-468.
- Kelly R. & Denry I. (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials* 24:289-298.
- Kelly, J. R. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81:652-661.
- Kern M. & Lehmann F. (2012) Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 12:1280-1283.
- Keul C., Müller-Hahl M., Eichberger M., Liebermann A., Roos M., Edelhoff D. & Stawarczyk B. (2014) Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/ CAM polymers and resin composite cements. *Journal of Dentistry* 42:1105-1114.
- Kim, H. K., Heo, S. J., Koak, J. Y. & Kim, S. K. (2009) In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *The Journal of Oral Rehabilitation* 36: 616–625.
- Koller M., Arnetzl G. V., Holly L. & Arnetzl G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *International Journal of Computerized Dentistry* 15:159–164.
- Kuijs, R. H., Fennis, W. M., Kreulen, C. M., Roeters, F. J., Verdonschot, N. & Creugers, N. H. (2006) A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *The Journal of Dentistry* 34:19–25.

Kunzelmann K. H., Jelen B., Mehl A. & Hickel R. (2004) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry* 4:171-184.

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

Loguercio L. F., Alves C. C., Thesing A. & Ferreira J. (2014) Enhanced electrochromic properties of a polypyrrole-indigo carmine-gold nanoparticles nanocomposite. *Physical Chemistry Chemical Physics* 17:1234-1240.

Magne, P. & Belser, U.C. (2002) *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*. Berlin, Germany: Quintessence Publishing.

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

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

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

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

Magne P., Oderich E., Boff L. L., Cardoso A. C. & Belser U. C. (2011b) Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutment restored with type III composite

resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research* 11:1275-1281.

Magne P., Paranhos M.P. & Burnett, L.H. Jr. (2010) New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dental Materials* 26:345-352.

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

Magne P., Perakis N., Belser U. C. & Krejci I. (2002) Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 87:516-527.

Magne P., Silva M., Oderich E., Boff L.L. & Enciso R. (2013) Damping behavior of implant- supported restorations. *Clinical Oral Implants Research* 2:143-148.

Menees T. S., Lawson N. C., Beck P. R. & Burgess J. O. (2014) Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 5:1164-1170.

Park S., Quinn J. B., Romberg E. & Arola D. (2008) On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dental Materials* 24:1477-1485.

Patel N. (2010) Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *Journal of the American Dental Association* 2:20S-4S.

Rekow E. D., Silva N. R., Coelho P. G., Zhang Y., Guess P. & Thompson V. P. (2011) Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research* 90:937-952.

Roulet J. F., Söderholm K. J. & Longmate J. (1995) Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *Journal of Dental Research* 1:381-387. Rubo J. H. & Souza, E. A. (2008) Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *The Journal of Oral Implantology* 34: 248-255.

Rusin R. P. (2001) Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 6:35-41.

Sailer I., Sailer T., Stawarczyk B., Jung, R. E. & Hämmerle, C.H. (2009a) 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. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 24:850-858.

Sailer I., Gottnerb J., Kanelb S. & Hammerle C. H. (2009b) Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *The International Journal of Prosthodontics* 22:553-60.

Schoenbaum T. R. & Han T. J. (2012) Direct custom implant impression copings for the preservation of the pontic receptor site architecture. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 107:203-206.

Tinschert J., Zvez D., Marx R. & Anusavice K. J. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 28:529-535.

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

Wismeijer D., Brägger U., Evans C., Kapos T., Kelly J. R., Millen C., Wittneben J. G., Zembic A. & Taylor T. D. (2014) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry.

International Journal of Oral Maxillofacial Implants 29:137-140.

Zahran M., El-Mowafy O., Tam L., Watson P. A. & Finer Y. (2008)
Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar
crowns manufactured with CAD/CAM technology. The
International Journal of Prosthodontics 17:370-377.

Zembic A., Sailer I., Jung R. E. & Hammerle C. H. F. (2009)
Randomized-controlled clinical Trial of customized zircônia and
titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and
posterior regions: 3-years result. Clinical Oral Implant Research
20:802-808.

4 VERSÃO DO ARTIGO EM INGLÊS

This manuscript was written according to the guidelines for submission to the Journal of Prosthetic Dentistry.

Accelerated fatigue resistance of novel-design histo-anatomic implant restorations made of bilaminar assemblies

Ivan Contreras Molina¹, Jack Goldberg², Claudia Angela Mazeiro Volpato³, Pascal Magne⁴.

Address for correspondence: Dr. Ivan Contreras Molina
UNIVERSITY FEDERAL OF SANTA CATARINA
Division of Implant Dentistry - CEPID Priv. Plan de Ayutla #39
Col. Chapultepec Sur Cp. 58260
Morelia Mexico
Phone (443) 3-155374
E_mail: dr.ivancontreras@gmail.com

-
- 1 Visiting scholar, Department of Restorative Sciences, Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California; Assistant Professor and Researcher, Department of Dentistry, Federal University of Santa Catarina - UFSC, Florianópolis, SC, Brazil.
 - 2 Resident Advanced Prosthodontics, Herman Ostrow School of Dentistry, University of Southern California; Private practice, Mexico City, Mexico.
 - 3 Associate Professor, Science of Health Center, University of Santa Catarina - UFSC, Florianópolis, SC, Brazil.
 - 4 Tenured Associate Professor, The Don & Sybil Harrington Foundation Professor of Esthetic Dentistry, Division of Restorative Sciences, The Hernan Ostrow School of Dentistry, University of Southern California.

ABSTRACT

Objectives: Evaluate the fatigue resistance and failure mode of novel-design implant restorations made of histo-anatomic bilaminar assemblies. **Material and Methods:** 60 implant restorations were fabricated. Monolithic crowns were used as a control group (15 lithium disilicate; group CE, and 15 nano-filled composite resin; group CL) and compared to bi-laminar restorations: 15 dentin-shaped lithium disilicate mesostructures with a nanofilled composite resin veneer (group CEL) and 15 dentin-shaped nanofilled composite resin mesostructures with a lithium disilicate veneer (group CLE). All monolithic and bi-laminar restorations were assembled and bonded to a customized metal implant abutment. Cyclic isometric chewing (5Hz) was simulated, starting with 5,000 cycles at a load of 150N, followed by 20,000 cycles with increments of 50N. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 160,000 cycles. The groups were compared using the life table survival analysis (Logrank test at $p=.05$, post-hoc tests at $p=.008$). **Results:** In group CL, restorations failed at an average load of 347.39N (98.361 cycles) and for CLE at an average load of 313.20N (83.105 cycles) and none of the specimens withstood all 160,000-load cycles. For groups CE, failures were at an average load of 381.47N (119.115 cycles) and for CEL at 415.20N (132.873 cycles), with survival rates of 26% and 33% respectively. Post hoc tests from load step data showed higher fatigue resistance of CEL compared to CLE ($p=.003$). **Conclusions:** Lithium disilicate monolithic crowns and mesostructures with nanofilled composite resin veneer presented higher survival rates when compared to nanofilled composite resin restorations.

Key Words: Nanofilled Composite Resin, Ceramic, Lithium Disilicate, CAD/CAM, Dental Implant, Implant Abutment, Adhesion.

INTRODUCTION

Computer assisted design (CAD) and computer assisted manufacturing (CAM) has been gaining increased use in implant dentistry over the past 10 years (Kapos & Evans 2014). Different kinds of abutments are available with respect to material (metal and ceramic) and shape (prefabricated and customized) (Wismeijer et al. 2014). Esthetics, strength and biology have to be carefully balanced in order to create an optimal restorative material for implant-supported restorations, ultimately trying to emulate the natural tooth and its capability to distribute occlusal forces.

The bio-emulation approach was introduced by Bazos & Magne and this created the foundation for the so-called “histo-anatomic design”. The intent is to emulate the microstructure of the enamel (dominated by hydroxyapatite crystal-rich enamel rods cemented together by an organic matrix protein “polymer”), and the microstructure of dentin (mineralized collagen fiber “bio-composite”) (Bazos & Magne 2011). This fascinating concept can be divided in two endeavors: functional bio-emulation and optical bio-emulation. First, the functional aim is to emulate the natural tooth by utilizing a bi-laminar approach in which the dentin is replaced with a shock-absorbing resilient material and the enamel is restored with a more translucent and brittle material. Second, optical bio-emulation attempts to recreate the optical features of the intact tooth that include the inherent translucent nature of the enamel, the dentinoenamel complex and dentin, as explained by simplified photonic interactions with regards to the histoanatomic elements that render the final visual synthesis (Bazos & Magne 2014).

Reproducing the shock-absorbing effect of the periodontal ligament was first attempted by Babbush by utilizing an intramobile element (Babbush et al. 1987). The presence of a resilient element as a shock absorber should reduce stress transmission to the bone (Brunski 1992), although this shock absorbing action could also be located in the crown itself. However, the use of resilient crowns over rigid abutments did not prove to provide significant stress relief to the bone (Ciftçi &

Canay 2000; Rubo & Souza 2008; Kim et al. 2009). With the technical development in the field of digital dental medicine the opportunity for manufacturing reconstructions using high-performance materials has increased (Rekow et al. 2011; Beuer et al. 2012), as well as a fabrication process of implant-supported reconstructions in a complete digital workflow (Schoenbaum & Han 2012). In addition the production of the superstructure can be simplified by connecting crowns to prefabricated or individually customized abutments (Patel et al. 2010). Several changes in the formulation and the fabrication process of indirect composite resin have granted characteristics, which may render this material viable for custom, implant abutments.

The use of lithium disilicate as an abutment structure becomes relevant in this context, while this material does not have enough mechanical strength to connect directly to the implant platform as a single element, its use makes sense when combined with a metal connector (Sailer et al. 2009b; Edelhoff et al. 2012). Lithium disilicate blocks have a high flexural strength of 360MPa, but they require an additional sintering process after milling, which is time-consuming for single-visit treatment modalities (Fasbinder et al. 2010). More translucent feldspathic and leucite reinforced ceramic blocks are available in monochromatic and polychromatic forms and their relatively lower fracture strength can be compensated with adhesive cementation technique (Bindl et al. 2006). According to manufacturer's information the flexural strength of the feldspathic ceramic blocks is 154MPa, their comparatively high Weibull modulus indicated a lower fracture probability compared to conventionally processed feldspathic ceramics (Tinschert et al. 2000). In spite of the esthetic appearance, color stability, biocompatibility, and durability of glass ceramic restorations, such materials also present some disadvantages, including brittleness, susceptibility to fracture, and abrasive wear of the opposing natural teeth (Brunton et al. 1999; Park et al. 2008; Zahran et al. 2008).

Composite resin blocks Paradigm MZ100 (3M-ESPE) were introduced for use with CAD/CAM systems as a substitute for machinable ceramics (Rusin 2001; Kunzelmann et al. 2001). The blocks were manufactured from the original Filtek Z100 restorative material (3M-ESPE), which contains patented spheroidal zirconia-silica fillers (85% by weight) that seem to provide the restoration with extraordinary behavior under dynamic loading (Magne

& Knezevic 2009c; Magne et al. 2011a), yet maintaining a relatively low elastic modulus. This unique combination of strength and resilience has been incorporated in a new implant abutment/restorations concept in an attempt to mimic the behavior of natural teeth, the so-called biomimetic principle (Magne et al. 2011a). In this concept, the resilient component is integrated in the restoration. This concept was successfully applied to restore zirconium abutments in the anterior sextant (Magne et al. 2011a) and yielded outstanding results in the posterior area (Magne et al. 2011b). Therefore, an even more efficient shock-absorption effect might be obtained with a larger volume of resilient material, such as the abutment itself. Hence, the proposal to fabricate anterior single-unit implant-supported restoration using Paradigm MZ100 composite resin abutments (Magne et al. 2011a) associated to adhesively-retained veneers (Magne et al. 2008) In the anterior dentition, the results demonstrated that survival of composite resin abutment did not differ from zirconia ones.

A recently defined material class nanofilled composite resin composed of bonded zirconia-silica nanoparticles clustered and embedded in a cross-linked resin matrix, has been introduced for the CAD/CAM fabrication of fixed reconstructions (Lava Ultimate Restorative, 3M ESPE, Neuss, Germany), (Koller et al. 2012). In preclinical tests, it exhibited a fracture resistance comparable to glass ceramics and a functional balance to enamel structures with a flexural modulus in the same range as dentin (Carvalho et al. 2014). However at present no valid data is available in the scientific literature related to stiffness and strength of monolithic implant-supported restorations with nanofilled composite resin. While abutment structures made of polymers might also gain importance in the future, this option is still in its infancy.

Main advantages of those CAD/CAM high performance polymers (MZ100, Lava Ultimate) include low abrasiveness to antagonist teeth (Kunzelmann et al. 2004) and a low elastic modulus, which allows more absorption of functional stresses through deformation (Magne et al. 2002). Some disadvantages of composite resin remain, such as wear, deterioration of surface finish, color instability, and chipping. However, other investigators have reported that the performance of composite resins has exceeded that of ceramics (Attia et al. 2006; Akbar et al. 2006; Kassem et al. 2012). Yet, patients are more likely to receive all-ceramic restoration for its outstanding esthetics and excellent biocompatibility (Kelly 1997; Kelly & Denry 2008).

The aim of this *in vitro* study is to evaluate the accelerated fatigue resistance of novel-design histo-anatomic implant restorations made of bilaminar assemblies bonded to a customized titanium base on an implant, and the effect of the different restorative material combinations. The first null-hypothesis states that the dentin/enamel assembly fabricated with a nano-filled composite resin mesostructure and a ceramic veneer will resist fatigue in a comparable manner than the lithium disilicate mesostructure with a composite resin veneer. The second null-hypothesis stating that bonded veneered structures will not differ in fatigue resistance or failure mode compared to monolithic structures.

MATERIALS AND METHODS

Sixty morse taper implants (Titamax CM EX, 3.5mm - diameter, 10mm - length; Neodent, Curitiba, Brazil) were embedded in acrylic resin (Palapress; Heraeus Kulzer, Armonk, NY, USA) simulating the bone. Using the Cerec 4 system (version 4.3, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) in correlation mode (Figure 1), the wax-up of maxillary central incisor was scanned and correlated to the optical impression of a customized metal implant abutment (solid metal abutment CM Universal Post, 3.3mm - diameter, 4.0mm - height, 0.8mm - neck; Neodent, Curitiba, Brazil).

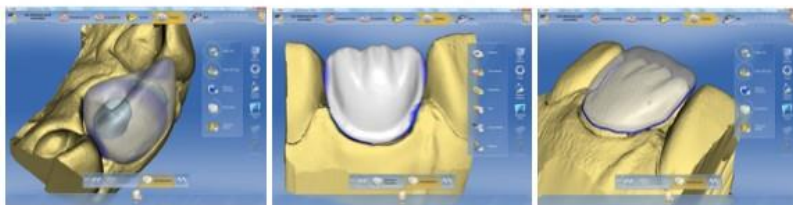


Figure 1. Correlation mode in CEREC software. (A) Digital impression of customized abutment and monolithic crown. (B) Correlation of customized abutment with dentin-shaped mesostructure final design. (C) Final design of enamel veneer for the bilaminar assembly.

The wax-up of the crown was fabricated on a simulation cast and designed to emulate a natural crown with the emergence profile of a maxillary central incisor. Initially the complete anatomical crown was scanned and saved as a separate restoration. Furthermore a cut-back version of the same wax-up was performed manually to simulate a veneer preparation. Once uniform thickness was confirmed with a digital caliper, this new design was digitized one more time to create the dentin-shaped mesostructure. Finally, an enamel-like veneer was designed with the correlation mode from the original full anatomical crown previously scanned (before the cut-back).

Four groups were created with 15 specimens each. Thirty monolithic crowns were used as a control group, consisting of 15 lithium disilicate (Emax; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; group CE) and 15 nanofilled composite resin (Lava Ultimate; 3M/ESPE, St.Paul, MN, USA; group CL). They were compared to 30 bilaminar restorations consisting of 15 dentin-shaped lithium disilicate (Emax) mesostructures with a nanofilled composite resin veneer (Lava Ultimate; group CEL) and 15 dentin-shaped nanofilled composite resin (Lava Ultimate) mesostructures with a lithium disilicate veneer (Emax; group CLE) (Figure2). All monolithic crowns, mesostructures and veneers were milled with

the sprue located at the palatal surface. A customized titanium abutment was used as an interface or “gluing base” to connect the CAD/CAM fabricated mesostructure or crowns to the platform of the implant.



Figure 2. (A) Dentin-shaped lithium disilicate (Emax) mesostructure with a nano-filled composite resin veneer (Lava Ultimate) (group CEL). (B) Dentin-shaped nanofilled composite resin (Lava Ultimate) mesostructure with a lithium disilicate veneer (Emax) (group CLE)

Before the polishing procedure, the sprue was removed and the access hole for future screw tightening was created in the palatal surface using a coarse rounded diamond bur (801-023; Brasseler, Savannah, GA, USA). The porcelain restorations were initially polished using the intra-oral Dialite porcelain adjustment polishing kit (Brasseler, Savannah, GA, USA) and the composite resin restorations were polished using the Q- Polishing System (Kit ref. 4477; Komet, Rock Hills, SC, USA) and silicon carbide- impregnated polishing brushes (Occlubrush; Kerr-Hawe, Bioggio, Switzerland) (Figure 3).



Figure 3. (A) Titanium abutment before customization. (B) Dentin-shaped mesostructure. (C) Histo-anatomic bilaminar assembly.

The fitting surfaces of the customized titanium abutment and composite resin structures (monolithic crown, mesostructure and veneer) were subjected to the same surface treatment, starting with airborne-particle abrasion with 27 μ m silica-modified aluminum oxide (Cojet; 3M-ESPE, St.Paul, MN, USA) at 0.2 MPa for 10s at a distance of 10mm, then cleaned with water spray for 5s. Additional cleaning was performed using 35% phosphoric acid (Ultra-Etch; Ultradent, South Jordan, UT, USA) with a gentle brushing motion for 1min, rinsing with water for 20s, followed by immersion in distilled water in an ultrasonic bath for 2.5min, oil-free air-drying 5s and application of silane (Silane, Ultradent, South Jordan, UT, USA) for 20s and drying at 212F for 1min. Finally, adhesive resin was applied (Optibond FL bottle 2; Kerr, Orange, CA, USA) without polymerizing.

Surface treatment of all ceramic structures (monolithic crown, mesostructure and veneer) included etching with 5% hydrofluoric acid (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) for 20s, and rinsing with water for 20s, post-etching cleaning was performed using 35% phosphoric acid (Ultra Etch; Ultradent, South Jordan, UT, USA) with a gentle brushing motion for 1min, followed by rinsing with water for 20s, after final cleaning by immersion in distilled water in an ultrasonic bath for 2.5min followed by oil-free air-drying, the intaglio surfaces were silanated (Ultra Etch) and dried at 212F

for 1min. Finally adhesive resin was applied (Optibond FL bottle 2; Kerr, Orange, CA, USA) without polymerizing.

Each titanium abutment was inserted into the implant and 32N/cm of torque was applied to the abutment as recommended by the manufacturer, PTFE tape was used to cover the abutment access-channel. All monolithic and bilaminar restorations were assembled and bonded to the gluing base using adhesive resin (Optibond FL bottle 2; Kerr, Orange, CA, USA) and preheated restorative composite resin (Filtek Z100; 3M- ESPE, St.Paul, MN, USA) for 5min in the Calset (Addent, Danbury, CT, USA). After removal of all composite resin excesses, each surface was light polymerized for 60s at 1,000 mW/cm² (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA). All margins were covered with an air-blocking barrier (K-Y Jelly; Personal Products Company, Skillman, NJ, USA) for an additional 10s per surface polymerization cycle. Excess adhesive resin was removed with hand instruments and specimens were stored in distilled water for 24h before testing.

An artificial chewing device actuated by closed-loop servo hydraulics (Mini Bionix II; MTS Systems, Eden Prairie, MN, USA) was used for simulating masticatory forces (Fig.4). The chewing cycle was replicated by an isometric contraction (load control) applied at a 30-degree angle through a flat antagonist surface made of composite resin (Filtek Z100; 3M/ESPE, St.Paul, MN, USA) at the incisal edge of the specimen; a new antagonist was fabricated for each specimen. The load chamber was filled with distilled water to submerge the sample during testing. Cyclic loading was applied at a frequency of 5Hz. A “stepped” load protocol was used, starting with a warm-up at 100N (5,000 cycles) followed by stages of 150N, 200N, 250N, 300N, 350N, 400N and 450N, at a maximum of 20,000 cycles each. Samples were loaded until fracture or to a maximum of 160,000 cycles. 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 Microsystems, Wetzlar, Germany) at 10:1 magnification (two-examiner agreement). A visual distinction was made between cohesive fractures of the abutment, or implant, as well as cohesive fracture of the restorations and/ or adhesive failure of the restoration/mesostructure/abutment interfaces.



Figure 4. (A) Closed-loop servo hydraulic system (Mini Bionix II). (B) View of the specimen under load application.

The fatigue resistance of the four groups was compared using the life table survival analysis. At each time interval (defined by each load step), the number of specimens starting the interval intact and the number of specimens fracturing during the interval were included, allowing the calculation of survival probability at each interval. The influence of the restoration material (ceramic and composite) on the fracture strength of the different restoration assemblies were analyzed by using the Log-rank test at a significance level of $p=.05$. The number of cycles until failure was also considered and compared in a separate statistical analysis using the Kaplan Meier survival analysis (Figure 5, 6).

RESULTS

There was a significant influence of restorative material (ceramic vs. composite resin) and abutment design (Crown vs. Dentin-shape/Enamel assembly) on the fracture strength and number of cycles before failure ($p.0038$ for life table analysis and $p.008$ for the Kaplan Meier survival analysis) and differences were localized using pairwise Posthoc comparisons with the Logrank test at a significance level of $p = <.008$ (Bonferroni correction for 6 comparisons). (Table 1).

In group CL, restorations failed at an average load of 347.39N (98.361 cycles), in group CLE at an average load of 313.20N (83.105 cycles) and none of the specimens withstood

all 160,000 load cycles (survival = 0% for both CL and CLE). For groups CE and average load of 381.47N (119.115 cycles) and CEL 415.20N (132.873 cycles) the survival rate was 26% and 33% respectively. Post hoc tests from load step data (Table 1) showed higher fatigue resistance of CEL compared to CLE ($p = .003$). Significant differences between materials for P values $< .008$ (Bonferroni corrected for 6 comparisons).

Table 1. Pairwise post hoc comparisons with the long-rank test using the load step data.

	CE	CL	CEL	CLE
CL	0.0508			
CEL	0.3755	0.0106		
CLE	0.0167	0.3848	0.0027	

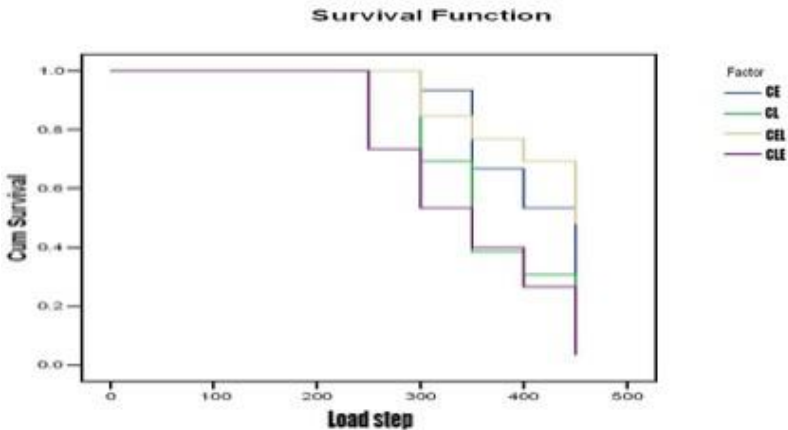


Figure 5. Life-table survival analysis using the load step data.

Table 2. Pairwise post hoc comparisons with the long-rank test using the number of cycles.

	CE	CL	CEL
CL	0.0160		
CEL	0.4404	0.0002	
CLE	0.0066	0.5602	0.0001

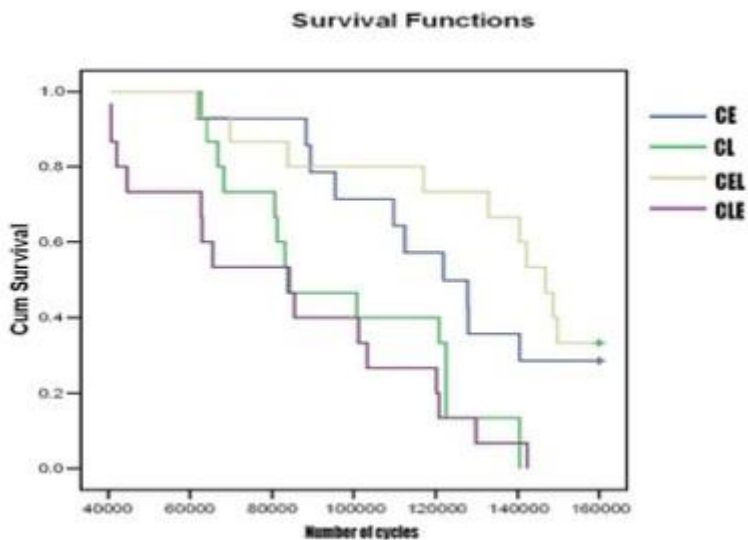


Figure 6. Life-table survival analysis using the number of cycles.

Post hoc tests from cycles to failure data (Table 2) showed that CE was superior to CLE ($p=0.0066$), and CEL superior to CL ($p=0.0002$) and CLE ($p=0.0001$). Significant differences between materials for P values <0.008 (Bonferroni corrected for 6 comparisons).

Two abutment fractures were observed for group 3 (CEL) (Figure 7). All fractured specimens presented similar failure mode (adhesive between the mesostructure and titanium abutment) (Figure 8). No failures were observed at the veneer restoration or between the veneer and the abutment. Luting composite remnants were also found at the abutment surface.

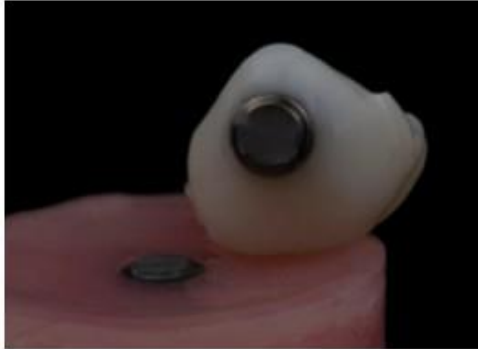


Figure 7. Assembly that did not survive the dynamic loading. Mesostructure lithium disilicate dentin and nanofilled resin composite veneer with abutment fracture.

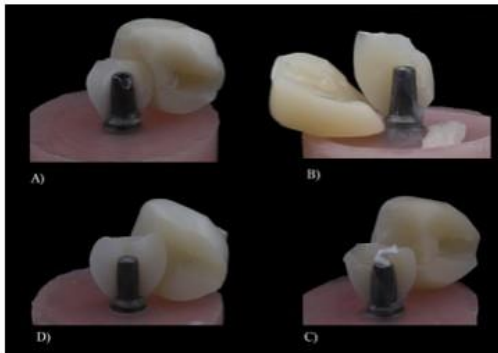


Figure 8. Examples of assemblies that did not survive the dynamic loading (Frontal view). Monolithic lithium disilicate crown and nanofilled resin composite presenting predominantly cohesive failure (A,B) lithium disilicate (“dentin”) - nanofilled resin composite (“enamel”) presenting partially cohesive failure type (C,D).

DISCUSSION

The aim of the present study was to assess the fatigue resistance and failure mode of the novel anatomical dentin-enamel assemblies bonded to a custom titanium base on an implant, and the effect of the material selection of the different parts. The null-hypothesis considered that the dentin-shaped nanofilled composite resin mesostructures with a lithium disilicate veneer will resist fatigue in a comparable manner than the dentin-shaped lithium disilicate mesostructures with a nano-filled composite resin veneer can be rejected. The lithium disilicate mesostructure demonstrated a higher fatigue resistance compared to the nano-filled composite resin. The second null-hypothesis stating that bonded veneered structures will not differ in fatigue resistance or failure mode compared to monolithic structures can be accepted.

The experimental protocol of this study is based on norm ISO 14801. Some specific elements, however, were designed to adapt to the load configuration of a central incisor and prevent local damage at the load point. A flat composite resin surface was used as an antagonist instead of stainless steel as suggested in other similar fatigue studies (Magne & Knezevic 2009a,b). The flexibility and wear of the antagonist allowed more realistic simulation of an anterior tooth occlusal contact through a wear facet included in the incisal edge of the restoration. The large and uniform contact surface prevented localized and intense point loads which could exceed the compressive limit of the restorative materials and generate surface damage and powder-like debris by crushing (Kelly 1999). This mechanism was confirmed in pilot tests using smaller contact areas and in which delamination and cohesive failure of the incisal edge was observed. During their life-cycle, teeth are subjected to relatively low-force but high-cycle stress and may eventually undergo a sudden high-force impact such as in trauma. In vitro tests mimicking clinical fatigue are relevant but time-consuming. They contrast with the load-to-failure tests, yielding quick results but also less clinically relevant. The stepped loading protocol used in

this study represents a good balance between the traditional time-consuming fatigue tests and simplistic load-to-failure experiments. Originally introduced by Fennis et al. (2004) and later used in numerous other studies (Kuijs et al. 2006; Magne & Knezevic 2009a, 2009b, 2009c), this stepped approach can be considered an “accelerated fatigue test” that covers a wide range of clinically relevant situations (normal and high loads). The first part of the test lies inside the range of realistic bite forces in the anterior region, namely up to 100N (Ferrario et al. 2004). The second part comprises 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).

Because both the mesostructure and the veneer were fabricated with CAD/CAM technology, many confounding variables were avoided, such as the dental technologist skills and mechanical properties (absence of man-made defects), as well as other steps involved in the fabrication process. The feasibility of designing both the mesostructure and veneer only once, and being able to mill the exact replica multiple times in different materials yielded the possibility of standardizing the manufacturing of the assemblies. The only confounding variable left in the process was the luting of the different components which was standardized as much as possible by being performed by the same operator.

The failure modes of the different groups were very similar, as seen in Figure 7. It is explained by the geometry/anatomy and load configuration, as we know from previous studies (Magne et al. 2009a) the majority of the stresses are concentrated in the palatal concavity due to the anatomical features presented in the natural shape of a tooth. An additional structural challenge was the access channel for the screw, which creates less thickness of material in the area, generating a propensity for crack formation that eventually propagates into the titanium/resin interface. No failures were observed at the

incisal edge, not even small chips, or debonding of the veneer; this proves that the assembly was bonded with the correct techniques and provided a satisfactory result

The weak link in the present study seems to be the interface between the mesostructure and the titanium abutment, which was largely exposed in most instances. Because it is possible to achieve a predictable resin bond to the titanium abutment, a standardized protocol for cementation was carried out for all surfaces of lithium disilicate, titanium base and composite resin and were treated exactly the same way except for one step: to condition the surface of the lithium disilicate a 5% hydrofluoric acid was utilized for 20s according to manufacturer recommendations and previous studies (Menees et al. 2014). The composite resin specimens were painted with graphite (Keul et al. 2014) then sandblasted with 27 μ m silica-modified aluminum oxide with 2.8 bar of pressure (Kern & Lehmann 2012; Fuhrmann et al. 2014). After surface cleaning with phosphoric acid the specimens were placed in distilled water in an ultrasonic bath for 5min (Magne et al. 2009c), once the surfaces were dried, a thin coat of silane was applied and was exposed to heat to eliminate the solvent and stabilize the covalent siloxane bond (Roulet et al. 1995; Watanabe et al. 1999; Fabianelli et al. 2010).

It was decided to use a light polymerized composite as a luting agent following the recommendations of previous studies that found the highest bond strength values with Filtek Z100 (Magne et al. 2010; Loguercio et al. 2014), which features the benefit of being a restorative solely light-cured material (unlimited working time, increased color stability, optimal physico-chemical properties, wear resistance and radio-opacity). As it becomes more viscous after cooling, this composite resin stabilizes the restoration and facilitates excess removal (Magne & Knezevic 2009b).

Composite resin and lithium disilicate monolithic specimens fractured at an average load of 347.39N to 381.47N. Based on this data it is difficult to conclude that adhesively-restored polymer implant abutments are contraindicated on anterior teeth. With average

fracture loads of 313.20N and 415.20N (nanofilled composite resin/lithium disilicate veneer and lithium disilicate/nanofilled composite resin veneer, respectively) and acceptable survival rates within realistic bite forces, it appears that both experimental groups provided appropriate performance. The absence of difference in survival probability between the monolithic vs. veneered abutment might have been “masked” by the stresses concentrated in the lingual concavity. The difference in survival of the mesostructure/abutment is in alignment with their flexural strength (204MPa for Lava and 360MPa for E-max). The restoration failure modes, were very similar amongst the different groups, they demonstrated mostly adhesive failure with the titanium abutment with small restoration fragments adhered to the abutment.

With its increased deformation under load, Lava Ultimate is more likely to absorb the stress which is described as “Damping behavior” (Magne et al. 2013) and protect the restoration-abutment adhesive interface and the abutment itself. Damping can come from mesostructure or from restoration itself (veneer). In this case the best combination of strength and damping behavior is demonstrated by the lithium disilicate and nanofilled composite resin veneer (CEL). The only clinical limitation would be the wear and loss of gloss of veneer surface. However, no chipping was observed in the composite resin.

One may question the clinical implications of failure as defined in the present study. Failure of the restoration or abutment, when repairable, may also be perceived as a protection mechanism to limit the amount of stress on the implant itself and possibly reduce the stress in the surrounding bone. Other significant clinical implications can be drawn from this study related to the restoration design and material. The concept of adhesively-retained (non-retentive) restorations enables the surgeon, restorative dentist and ceramist with more freedom during the determination of optimal implant axis and the design of secondary components compatible with severely reduced mesio-distal or occlusal clearances. The simulation of any crown-root angle and the positioning of less

subgingival margins along with the optical properties and design of the abutment in this novel restorative approach simplifies the final restoration delivery (less risk of excess cement) and enhances the esthetic outcome (e.g. in case of thin labial peri-implant mucosa) (Sailer et al. 2009a; Zembic et al. 2009; Magne et al. 2010). Based on the data from this study it is difficult to conclude that polymer abutments are contraindicated on anterior teeth, however, further studies should be conducted for the design optimization of some of the components and to explore and develop the use of novel fiber-reinforced composite resin CAD/CAM materials.

The novelty of this study is the use of histo-anatomical dentin-enamel assemblies. Mimicking in science involves designing to reproduce and copy a model that should be used as a reference. For the restorative dentist, the unquestionable reference is the intact natural tooth. Biomimetics therefore starts with the understanding of hard tissue arrangement and related stress distribution (Magne & Belser 2002). Enamel and dentin form a complex structure that provides a tooth with unique characteristic; on the one hand, the hardness of enamel protects the soft underlying dentin; on the other hand, the crack-arresting effect of dentin and of the thick collagen fibers at the dentin-enamel junction compensate for the inherently brittle nature of enamel. The structural and physical interrelation between an extremely hard tissue and a more pliable softer tissue provides the natural tooth with its unique ability to withstand masticatory and thermal loads during a lifetime. Now this primary meaning refers to material processing in a manner similar to the natural process in the oral cavity, such as the calcification of a soft tissue precursor. The secondary meaning of biomimetics refers to the mimicking or recovery of the biomechanics of the original tooth by the restoration, this of course is the goal of restorative dentistry. In this context the “anatomical assembly” technique is first and foremost based on the exact reproduction of the natural tooth and the imitation of nature’s dentin and enamel by using several layers of materials, this technique can be used for all

types of restorations. Because implant-supported restorations are “sitting” on a very rigid base represented by the osseointegrated titanium fixture, it is paramount to consider compensating for this “anomaly” by using materials with an increased damping behavior.

Lastly, this study explored a restorative solution that has the potential to improve the esthetic outcome of CAD/CAM restorations in general. The tooth’s polychromatic nature is directly affected by the thickness and composition of tissues. Dentin has a role in the reflection of light, being primarily responsible for the shade of natural teeth, due to its high saturation and low translucency, since enamel is rich in minerals, it behaves like a translucent object, allowing light to pass through it reaching the dentin, resulting in light scattering. Thus, these two layers provide different optical effects, creating an esthetic result that is unique in the human body. The fabrication of new materials should be developed to mimic the optical properties of the enamel and dentin properties, in the case of this study the design of the restoration sought to comply with the characteristics of the dental structure, abutment: resistance, color, opacity, chroma with fluorescence. The addition of the veneer increases the translucency, in this case the translucency allows the internal staining to be visible. While it is difficult to draw direct correlation with the clinical performance of those novel-design single-tooth implant restorations, the present study provides a baseline for the optimization of the abutment material/design, adhesive strategies and other translational applications (e.g. the posterior dentition).

CONCLUSIONS

This study investigated a new restorative solution in form of various bilaminar enamel/ dentin assemblies attached to dental implants through a titanium gluing base. Lithium disilicate monolithic crowns and mesostructures with nanofilled composite resin veneer presented higher survival rates when compared to nanofilled composite resin restorations.

Acknowledgements

Neodent (Curitiba, PR, Brazil) for the donation of dental implants; 3M ESPE (St Paul, MN) for Lava Ultimate composite resin and Ivoclar Vivadent for Emax (Liechtenstein); CAD- CAM Blocks, Cojet; Kerr (Orange, CA) for Optibond FL and Occlubrush; Patterson (El Segundo, CA) for Cerec; Ultradent (South Jordan, UT) for Ultraetch, Porcelain Etch and Silane; Heraeus Kulzer (Armonk, NY) for Palapress; Brasseler (Savannah, GA) for Dialite and Komet (Rock Hill, SC) for the Q-Polishing System.

REFERENCES

Akbar J. H., Petrie C.S., Walker M.P., Williams K. & Eick J.D. (2006) Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics* 15:155-163.

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

Babbush C. A., Kirsch, A., Mentag, P. J. & Hill, B. (1987) Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2: 203–216.

Bazos P. & Magne P. (2011) Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *European Journal of Esthetic Dentistry* 6:8-19.

Bazos P. & Magne P. (2014) Biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *European Journal of Esthetic Dentistry* 9:330-352.

Beuer F., Stimmelmayer M., Gueth J. F., Edelhoff D. & Naumann M. (2012) In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials* 28:449-456.

Bindl A., Lüthy H. & Mörmann W. H. (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 22:29-36.

Brunski J. B. (1992) Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 10: 153-201.

Brunton P. A., Cattell P., Burke F. J. & Wilson N.H. (1999) Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82:167-171.

Carvalho A. O., Bruzi G., Giannini M. & Magne P. (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 4:310-317.

Ciftçi Y. & Canay, S. (2000) The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15: 571–582.

Edelhoff D., Brix O., Beuer F. & Stimmelmayer M. D. (2012) Herstellung individueller Implantat abutments. Eine neue Methode auf Basis von Lithiumdisilikat-Presskeramik. *Quintessenz Zahn- Tech* 38:1014-1023.

Fabianelli A., Pollington S., Papacchini F., Goracci C., Cantoro A., Ferrari M. & van Noort

R. (2010) The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of Dentistry* 38:39-43. Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D. & Neiva G. (2010) A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *The Journal of the American Dental Association* 141:10-14.

Fennis W. M. M., Kuijs, R. H., Kreulen, C. M., Ver-donschot, N. & Creugers, N. H. (2004) Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *The International Journal of Prosthodontics* 17:313-317.

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

Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S. & Kern M. (2014) Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials* 30:357-363.

Kapos T. & Evans C. (2014) CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29:117-136.

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

Kelly J. R. (1997) Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Research* 27:443-468.

Kelly R. & Denry I. (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials* 24:289-298.

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

Kern M. & Lehmann F. (2012) Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 12:1280-1283.

Keul C., Müller-Hahl M., Eichberger M., Liebermann A., Roos M., Edelhoff D. & Stawarczyk B. (2014) Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/ CAM polymers and resin composite cements. *Journal of Dentistry* 42:1105-1114.

Kim, H. K., Heo, S. J., Koak, J. Y. & Kim, S. K. (2009) In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *The Journal of Oral Rehabilitation* 36: 616–625.

Koller M., Arnetzl G. V., Holly L. & Arnetzl G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *International Journal of Computerized Dentistry* 15:159–164.

Kuijs, R. H., Fennis, W. M., Kreulen, C. M., Roeters, F. J., Verdonschot, N. & Creugers, N.

H. (2006) A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *The Journal of Dentistry* 34:19–25.

Kunzelmann K. H., Jelen B., Mehl A. & Hickel R. (2004) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry* 4:171-184.

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

Loguercio L. F., Alves C. C., Thesing A. & Ferreira J. (2014) Enhanced electrochromic properties of a polypyrrole-indigo carmine-gold nanoparticles nanocomposite. *Physical Chemistry Chemical Physics* 17:1234-1240.

Magne, P. & Belser, U.C. (2002) *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*. Berlin, Germany: Quintessence Publishing.

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

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

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

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

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

Magne P., Oderich E., Boff L. L., Cardoso A. C. & Belser U. C. (2011b) Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutment restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research* 11:1275-1281.

Magne P., Paranhos M.P. & Burnett, L.H. Jr. (2010) New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dental Materials* 26:345-352.

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

Magne P., Perakis N., Belser U. C. & Krejci I. (2002) Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 87:516-527.

Magne P., Silva M., Oderich E., Boff L.L. & Enciso R. (2013) Damping behavior of implant- supported restorations. *Clinical Oral Implants Research* 2:143-148.

Menees T. S., Lawson N. C., Beck P. R. & Burgess J. O. (2014) Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 5:1164-1170.

Park S., Quinn J. B., Romberg E. & Arola D. (2008) On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dental Materials* 24:1477-1485.

Patel N. (2010) Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *Journal of the American Dental Association* 2:20S-4S.

Rekow E. D., Silva N. R., Coelho P. G., Zhang Y., Guess P. & Thompson V. P. (2011) Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research* 90:937-952.

Roulet J. F., Söderholm K. J. & Longmate J. (1995) Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *Journal of Dental Research* 1:381-387.

Rubo J. H. & Souza, E. A. (2008) Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *The Journal of Oral Implantology* 34: 248-255.

Rusin R. P. (2001) Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 6:35-41.

Sailer I., Sailer T., Stawarczyk B., Jung, R. E. & Hämmeler, C.H. (2009a) 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. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 24:850-858.

Sailer I., Gottnerb J., Kanelb S. & Hammerle C. H. (2009b) Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *The International Journal of Prosthodontics* 22:553-60.

Schoenbaum T. R. & Han T. J. (2012) Direct custom implant impression copings for the preservation of the pontic receptor site architecture. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 107:203-206.

Tinschert J., Zvez D., Marx R. & Anusavice K. J. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 28:529-535.

Watanabe I., Kurtz K. S., Kabcenell J. L. & Okabe T. (1999) Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of

polymer-glass composite to cast titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82:462-467.

Wismeijer D., Bragger U., Evans C., Kapos T., Kelly J. R., Millen C., Wittneben J. G., Zembic A. & Taylor T. D. (2014) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 29:137-140.

Zahran M., El-Mowafy O., Tam L., Watson P. A. & Finer Y. (2008) Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *The International Journal of Prosthodontics* 17:370-377.

Zembic A., Sailer I., Jung R. E. & Hammerle C. H. F. (2009) Randomized-controlled clinical Trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-years result. *Clinical Oral Implant Research* 20:802-808.

REFERÊNCIAS

- Aboushelib MN, Salameh Z. Zircônia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont*, v. 22, n. 11, p. 616-9, 2009.
- 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*, v.10, n.9, p.387- 416,1981.
- 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*, v.9, n. 16, p.41-8, 2008.
- Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent*, v. 15, n.14, p.10-23, 2003.
- Brunski, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*, v.10, n.24, p.153-201, 1992.
- Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. 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*, v.8, n. 10, p. 161-72,1997.
- 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*,v.32, n,22. p. 838- 843, 2005.
- Chee, W. & Jivraj, S. (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *Brit Dent J*, v,21. n,20.p, 501-517, 2006.
- Creugers, N.H.; Käyser, A.F.; Van't Hof M.A. A seven-and-a-half-year survival study of resin-bonded bridges. *J Dent Res*, v. 71, n.1 p.1822–1825, 1992.

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*, v.19, n.8, p.73-80, 2008.

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*, v.12, n.5, p.216–221, 1999.

Kreissl ME, Gerds T, Mucbe 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*, v.18, n.6, p.720–726, 2007.

Lee, C.K.; KARL, M.; KELLY, J.R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater*, v.25, n.23, p.1419-1425, 2009.

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*, v, 99, n.21, p, 2-7, 2008.

Magne, P. Composite Resins and Bonded Porcelain: The Postamalgam Era? *J Calif Dent Assoc*, v.34, n.25, p.135-147, 2006.

Magne, P. Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure

Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Paitelli A, Mangano C. Survival and complications rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. *J Prosthodontics*, v. 23, n. 6, p. 434-44, 2013.

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*, v37, n,18. p,253–259,2006.

mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants, Res* v.22, n.26, p.1-7, 2011.

Pjetursson B, 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*, v.23, n.Suppl 6, p. 22-38, 2012.

Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil*, v. 35, n.7, p.72–79, 2008.

Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: A 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.19, n.3, p.247– 259, 2004.

Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, v.20, Suppl 4 n.15, p.4-31, 2009.

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*, v.22, n.4, p.71–95,2007.

Tan PL, Dunne JT. 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*, v.91, n.13, p. 215-7, 2004.

Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate- based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*, v,22. n,19. p,1008–1013,2006.

Van Heumen C.C., Van Dijken J.W., Tanner J. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater*, v.25, n.2, p.820–827, 2009.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*, v. 29, n. 12, p. 242-5, 2003.

ILUSTRAÇÃO DA METODOLOGIA APLICADA DESENHO E OBTENÇÃO DOS PILARES E RESTAURAÇÕES

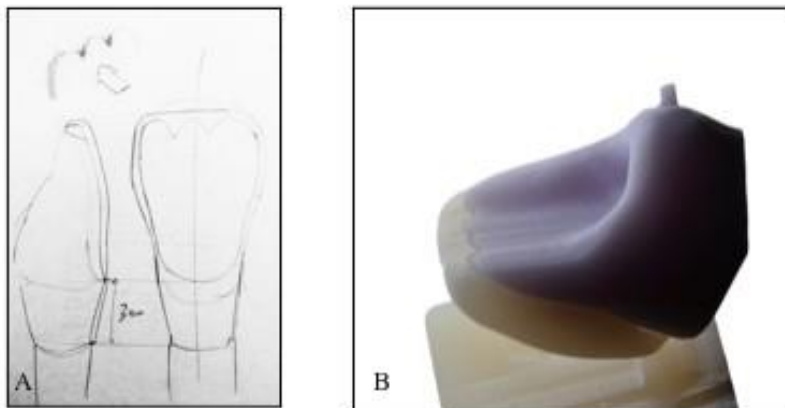


Fig. 1. (A) Desenho elaborado para definir o perfil de emergência (3mm) e os mamelões da mesoestrutura. (B) Primeiro desenho do estudo, (coroa realizada em duas partes: dentina e esmalte) mesoestrutura confeccionada em cerâmica (dentina) e faceta (esmalte) feita em resina composta para o teste piloto.

DESENHO E OBTENÇÃO DA COROA MONOLÍTICA.



Fig. 2. Modelo experimental do desenho da coroa monolítica. Vista frontal (A) e vista incisal (B), simulando uma situação real.

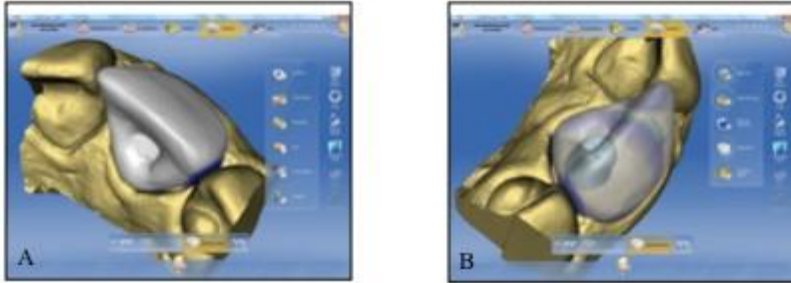


Fig. 3. Detalhamento do desenho da coroa monolítica (A). Vista do perfil de emergência e do pilar de titânio com medidas pré-estabelecidas (B), confeccionadas pelo sistema CAD/ CAM (CEREC 4, version 4.3, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), a partir da impressão virtual prévia do desenho em cera.

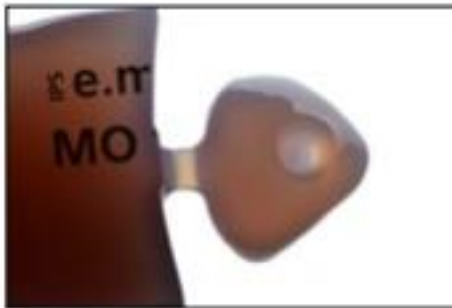


Fig. 4. Restauração correspondente à coroa monolítica em cerâmica.

DESENHO, PREPARO E OBTENÇÃO DA MESOESTRUTURA E FACETA.



Fig. 5. Modelo experimental do desenho da coroa monolítica. Vista frontal (A) e vista incisal (B), simulando uma situação real.

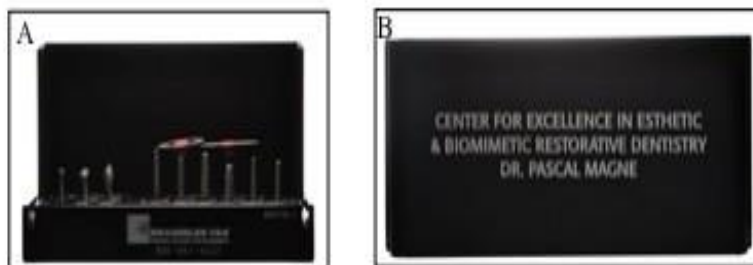


Fig. 6. Kit de brocas (Brassler,801-023; Brasseler, Savannah, GA, USA), utilizadas no preparo da faceta (A,B)

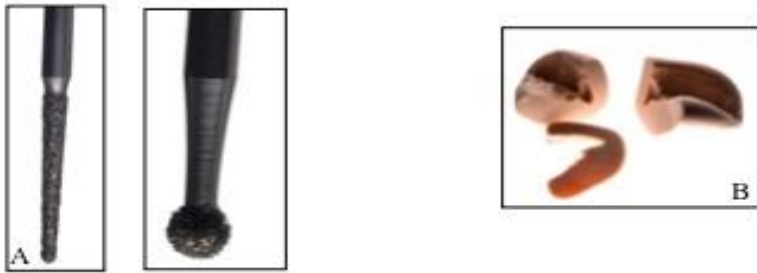


Fig. 7. Brocas utilizadas no preparo. A broca em formato de bola apresenta um diâmetro de 0,8mm (A). Guias em silicone obtidas do modelo inicial para serem utilizadas como referência no preparo da faceta (B).



Fig. 8. Sulcos de referência para o preparo da faceta. Guias em silicone obtidas do modelo inicial para serem utilizadas como referência para o preparo da faceta (A,B).



Fig. 9. Utilização da broca troncocônica para a união dos sulcos de referência, (A,B).

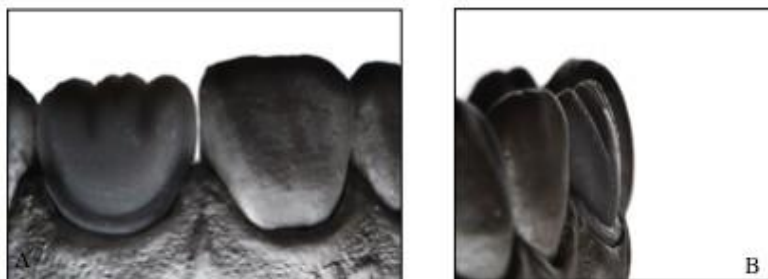


Fig. 10. Faceta em cera (A). Vista lateral (B).

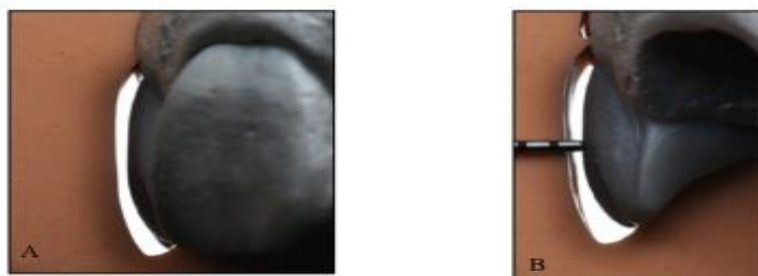


Fig. 11. Faceta em cera, com as guias de silicone (A,B). Espessura do desgaste 0,7mm.

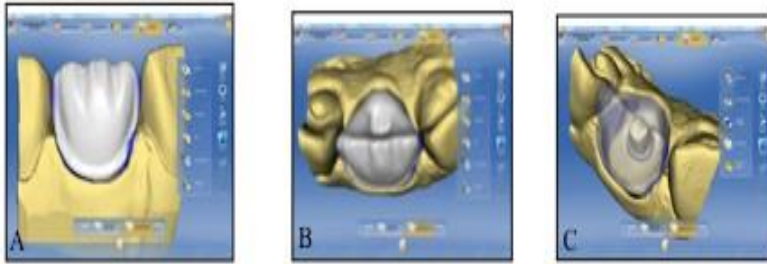


Fig. 12. Escaneamento da mesoestrutura (simulando a dentina). Vista frontal, mostrando a anatomia dos mamelões (A). Vista incisal, mostrando o espaço obtido e a emergência do parafuso (B). Transparência da mesoestrutura, mostrando o perfil de emergência mantido (C).



Fig. 13. Mesoestrutura obtida a partir do escaneamento.

OBTENÇÃO DA FACETA

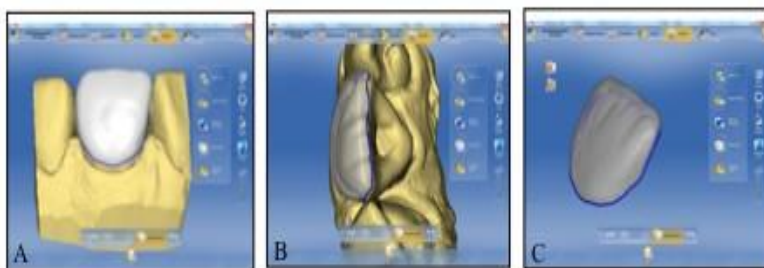


Fig. 14. O desenho da faceta (simulando o esmalte) foi obtido por meio do escaneamento da mesoestrutura e da impressão virtual prévia do desenho em cera da coroa total. (A) Vista incisal mostrando a mesoestrutura, o espaço destinado para a faceta e a emergência do parafuso (B). Visão da transparência da faceta (simulando o esmalte), mostrando o desenho dos mamelões e a padronização do espaço (C).

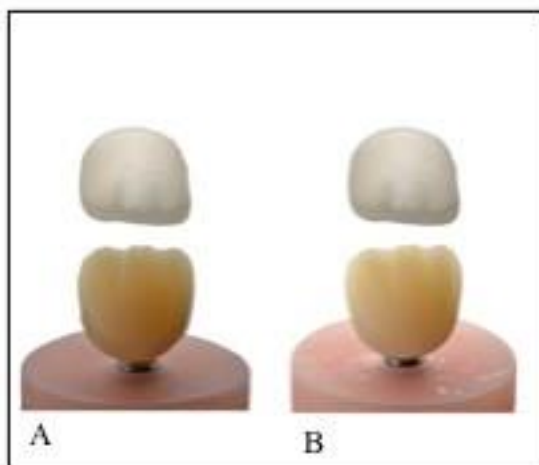


Fig. 15. Pilares de titânio personalizados e as mesoestruturas (simulando a dentina) e a faceta com seus diferentes materiais. (A) Em cerâmica e (B) em resina composta.

TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DO PILAR DE TITÂNIO PARA A CIMENTAÇÃO ADESIVA

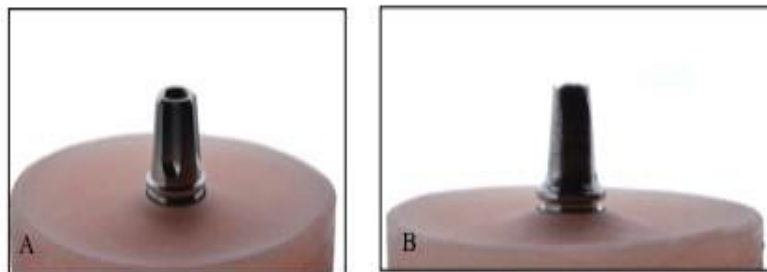


Fig. 16. Modificação da base do pilar de titânio, antes (A) e depois da redução da altura e remoção dos sulcos retentivos (B).

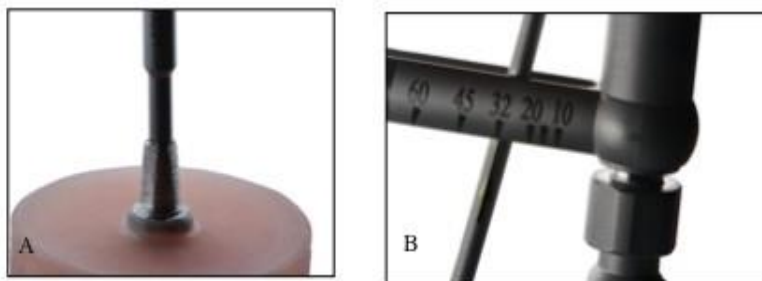


Fig. 17. Posicionamento da chave (A), com torque final de 32 Ncm no parafuso do pilar (B).



Fig. 18. Colocação da fita teflon no momento do tratamento, sendo que depois ela foi substituída por uma nova. (A) Jateamento por 10 seg (Cojet; 3M-ESPE, St.Paul, MN, USA a 10mm de distância. Delimitação com cera e proteção do pilar de titânio (B). Remoção da cera sobre o término do preparo no pilar de titânio e limpeza abundante com água por 5 seg (C).

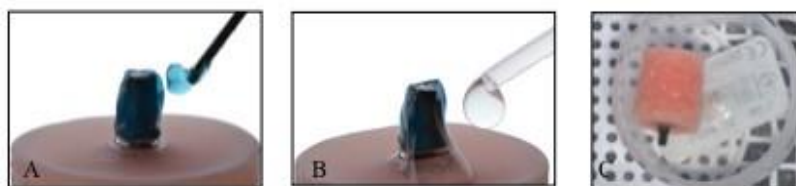


Fig.19. Aplicação de ácido fosfórico por 60 seg (A). Lavagem com água e ar por 5 seg (B). Banho ultrassônico por 150 seg (C).

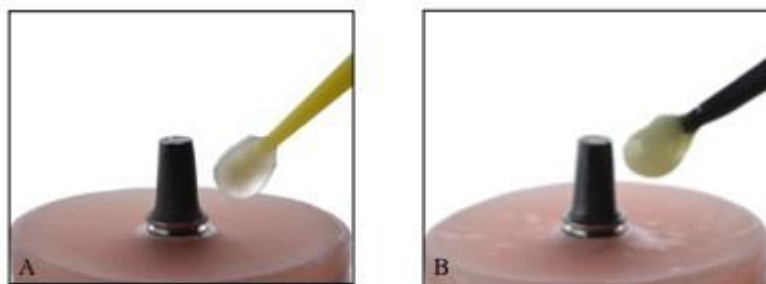


Fig.20. Aplicação do agente silano (Silane; Ultradent Ultradent, EUA) por 20 seg previamente ao aquecimento no forno por 60 seg a 100°C (A). Aplicação de adesivo não fotoativado (Optibond FL bottle 2; Kerr, EUA) (B).

PREPARO INTERNO DAS MESOESTRUTURAS EM RESINA COMPOSTA PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA.



Fig.21. Marcação da área interna com grafite para posterior conferência do jateamento (A). Superfície jateada (B).



Fig.22. Aplicação do ácido fosfórico para a limpeza interna por 60 seg (A). Lavagem com água abundante por 5 seg (B) previamente ao banho ultrassônico por 150 seg.

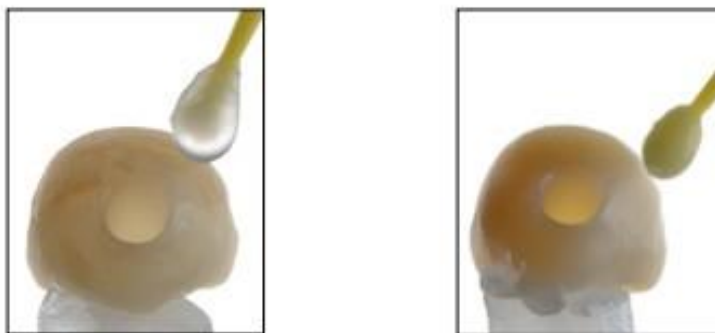


Fig.23. Aplicação do agente silano por 20 seg previamente ao aquecimento em forno por 60 seg (A). Aplicação do adesivo na mesoestrutura. (B).

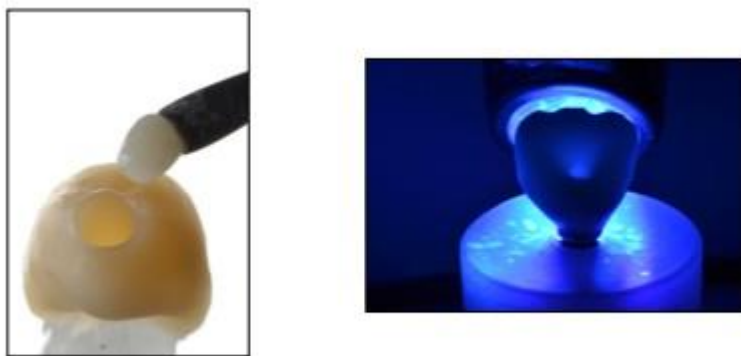


Fig.24. Aplicação da resina composta pré-aquecida (por 5 min) no interior da meso- estrutura (A). Fotoativação do conjunto em posição (B).

PREPARO EXTERNO DAS MESOESTRUTURAS EM RESINA COMPOSTA PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA.



Fig.25. Marcação da superfície adesiva da restauração com grafite. (A). Tratamento da superfície adesiva da restauração, observando a remoção das marcas de grafite. (B).



Fig.26. Após a conclusão do jateamento, lavagem abundante com água por 5 seg. (A). Aplicação de ácido fosfórico por 60 seg (B).

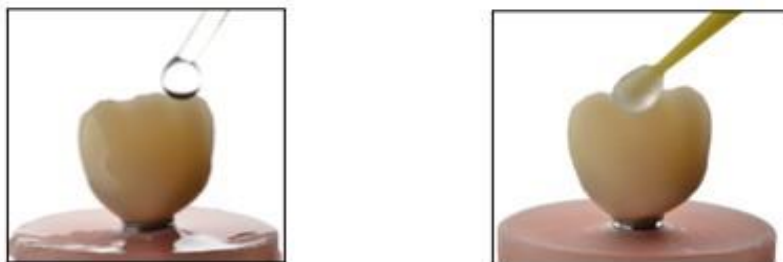


Fig.27. Após a aplicação do ácido fosfórico, lavagem abundante com água por 20 seg, seguido de banho ultrassônico por 150 seg (A). Aplicação do silano aquecido por 60 seg (B).



Fig.28. Aplicação do adesivo com auxílio de um pincel descartável (A). Superfície interna da mesoestrutura coberta com uma camada de adesivo não fotoativado. (B) Esses passos foram realizados apenas para as restaurações de resina composta.

PREPARO INTERNO DAS FACETAS CERÂMICAS PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA.



Fig.29. Aplicação do ácido fluorídrico por 10 seg para condicionamento da cerâmica. (A). Lavagem abundante com água por 20 seg (B).



Fig.30. Aplicação de ácido fosfórico por 60 seg, com auxílio de um pincel descartável (A). Lavagem abundante com água destilada por 20 seg (B). Após, um banho ultrassônico por 150 seg.

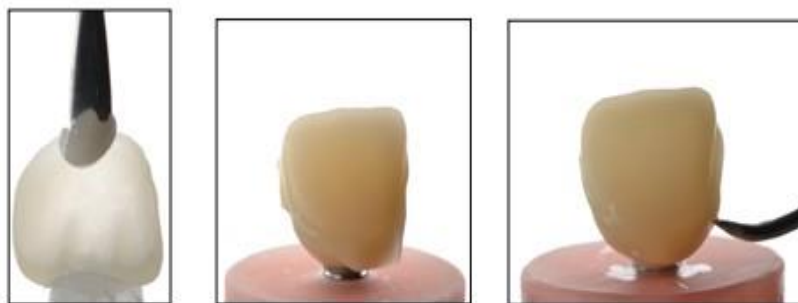


Fig.31. Uso de uma resina composta pré-aquecida (Filtek Z100; 3M-ESPE, EUA) por 5 min no interior da faceta (A). Assentamento da restauração sobre a mesoestrutura (B). Remoção dos excessos. (C).



Fig.32. Fotoativação do conjunto em posição por 30 seg (vestibular) e 30 seg (palatal) (A).



Fig.33. Gel de glicerina aplicado como barreira para o oxigênio (A,B).



Fig.34. Ciclo final de fotopolimerização com 10 segundos adicionais (A,B).

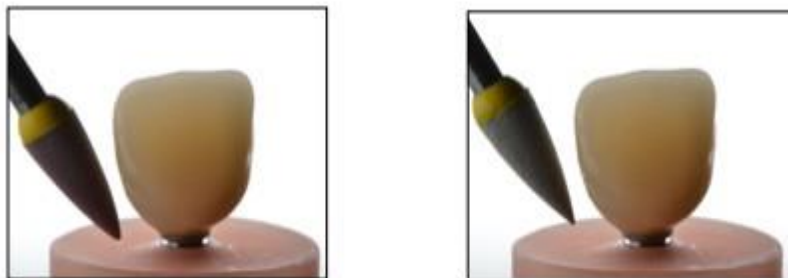


Fig.35. Acabamento das restaurações cerâmicas com pontas de borracha de diferentes granulações. (A,B).



Fig.36. Visão final das restaurações. Vestibular (A), palatal (B).



Fig.36. Armazenamento das restaurações em água destilada por 24hr antes do teste (A).

TESTE DE FADIGA



Fig.37: Máquina de fadiga utilizada (858 Mini Bionix II, MTS, Systems, EUA) (A). Espécime posicionado na célula de carga (B).

**ANEXO1-VALORES DE RESISTÊNCIA À FADIGA DE
MESOESTRUTURAS FEITAS COM RESINA NANO-HIBRIDA
E CERÂMICA CAD/CAM.**

Grupos	Especime	Força de Fratura (N)	Ciclos	Modo de Fratura
CE	CE_01	318	71,270	Total
	CE_02	408	121,836	Total
	CE_03	350	112,456	Total
	CE_04	450	160,000	Não Falhou
	CE_05	309	88,337	Total
	CE_06	406	127,671	Total
	CE_07	450	160,000	Total
	CE_08	308	89,406	Total
	CE_09	272	61,850	Total
	CE_10	332	95,527	Total
	CE_11	410	128,044	Total
	CE_12	450	160,000	Não Falhou
	CE_13	450	140,535	Total
	CE_14	450	160,000	Não Falhou
	CE_15	359	109,807	Total
CL	CL_1	307	81,270	Total
	CL_2	263	64,095	Total
	CL_3	258	62,713	Total
	CL_4	260	66,815	Total
	CL_5	259	68393	Total
	CL_6	406	122,439	Total

GruposEspecime	Força de Fratura (N)	Ciclos	Modo de Fratura
CL_7	446	140,464	Total
CL_8	355	83,134	Total
CL_9	453	140,458	Total
CL_10	422	120,856	Total
CL_11	307	83,738	Total
CL_12	405	122,604	Total
CL_13	348	100,781	Total
CL_14	360	122,427	Total
CL_15	320	80,606	Total
CEL			
CEL_01	275	69,788	Parcial
CEL_02	254	61,566	Parcial
CEL_03	454	146,702	Parcial
CEL_04	457	160,000	Parcial
CEL_05	456	160,000	Parcial
CEL_06	457	160,000	Parcial
CEL_07	408	133,071	Parcial
CEL_08	439	140,532	Parcial
CEL_09	454	148,683	Parcial
CEL_10	359	83,770	Parcial
CEL_11	450	142,286	Parcial
CEL_12	450	160,000	Não Falhou
CEL_13	450	149,729	Parcial
CEL_14	383	116,976	Parcial
CEL_15	450	160,000	Parcial

GruposEspecime	Força de Fratura (N)	Ciclos	Modo de Fratura
CLE CLE_01	262	65,597	Parcial
CLE_02	307	85,447	Parcial
CLE_03	210	44,739	Parcial
CLE_04	307	84,120	Parcial
CLE_05	210	42,101	Parcial
CLE_06	295	62,924	Parcial
CLE_07	418	129,813	Parcial
CLE_08	387	101,139	Parcial
CLE_09	387	120,291	Parcial
CLE_10	453	142,404	Parcial
CLE_11	217	40,633	Parcial
CLE_12	272	62,565	Parcial
CLE_13	416	120,914	Parcial
CLE_14	200	40,687	Parcial
CLE_15	357	103,202	Parcial

* CE: Coroa de dissilicato de lítio

* CL: Coroa de resina nanohíbrida

* CEL: Mesoestrutura de dissilicato de lítio e faceta de resina nanohíbrida

* CLE: Mesoestrutura de resina nano-híbrida e faceta de dissilicato de lítio