

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Júlia Cadorim Facenda

Júlia Cadorim Facenda

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SUBSTRATOS NA
CARGA DE FRATURA DE UM MATERIAL
RESTAURADOR HÍBRIDO**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SUBSTRATOS NA
CARGA DE FRATURA DE UM MATERIAL
RESTAURADOR HÍBRIDO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Pedro Henrique Corazza.

Passo Fundo

2017

Passo Fundo

2017

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida
pela Secretaria para manter a correta numeração do seu
trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida
pela Secretaria para manter a correta numeração do seu
trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Júlia Cadorim Facenda

Nascida em Sananduva, Rio Grande do Sul, no dia 26 de outubro de 1990. Fez sua graduação na Universidade do Oeste de Santa Catarina onde se formou no ano de 2014. Nesse mesmo ano, trabalhou em clínica odontológica integrada como cirurgiã dentista - clínica geral nos municípios de Joaçaba, Capinzal e Piratuba, Santa Catarina. Em abril de 2015, iniciou o mestrado em odontologia na Universidade de Passo Fundo, onde dedicou 16 horas semanais exclusivamente ao mestrado e, nas outras horas da semana, atuou como cirurgiã dentista - clínica geral em consultório particular em Sananduva. Atualmente, é professora convidada na Uceff faculdades no município de Chapecó-SC nas disciplinas de Dentística, Clínica Odontológica e Diagnóstico clínico.

DEDICATÓRIA

A Deus, por ter me dado a oportunidade de estar na família maravilhosa que estou, colocar no meu caminho tantas pessoas legais e, também, por essa e tantas outras oportunidades que tenho tido em minha vida. Além de me iluminar e, principalmente por me proporcionar saúde para poder enfrentar os desafios e dificuldades.

A minha base, que é minha família, independente das circunstâncias, nada mudará isso, vocês dão o sentido a tudo e são o combustível que me faz seguir em frente. Essa vitória é por vocês e a vocês, espero continuar lhes proporcionando muitas alegrias em minha trajetória: Deize Cadorim, Marcos Facenda e Luisa Cadorim Facenda. Obrigada por terem me concedido a vida e por estarem incansavelmente ao meu lado, em todos os momentos, sejam felizes ou difíceis. Vocês são essenciais para que meus projetos se concretizem.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, professor **Dr. Pedro Henrique Corazza**, por sua paciência, competência, ensinamentos, apoio e, principalmente, por ser essa pessoa legal, de fácil acesso, por sempre enxergar o lado positivo das coisas, mesmo frente a adversidades. Agradeço pelo apoio, incentivo e orientação nessa caminhada. Muito obrigada por ter confiado em mim esses 2 anos, e tê-los deixado mais leves. Você desempenha seu papel de orientador com muito carinho e dedicação, sendo um amigo e também um exemplo de profissional. Agradeço pela oportunidade de ter trabalhado com você, ter sido sua orientada e também pela convivência e amizade. Muito obrigada.

Aos meus pais: vocês foram fundamentais para que esse sonho se tornasse realidade, gostaria de agradecer por vocês terem me dado a oportunidade de, mesmo formada, poder continuar estudando e por todo incentivo, cuidado, carinho e ajuda que sempre dedicaram a mim: **Deize Cadorim** e **Marcos Facenda**. Amo vocês e serei eternamente grata.

À minha irmã **Luisa Cadorim Facenda** e cunhado **Adriano Lourensi**, muito obrigada pela ajuda, por nunca terem me deixado desistir e pela nossa convivência nesses dois anos. Foram muitos momentos alegres. Obrigada. Que continuemos sempre com essa parceria.

Aos meus avós por acreditarem, rezarem por mim, estarem sempre ao meu lado e vibrarem com minhas conquistas: **Vicente Cadorin**, **Maria Terezinha Cadorin**, **Judith Facenda**, **Ângelo**

Facenda (em memória) mas sei que está sempre comigo, me iluminando e dando força, como sempre foi.

Ao meu namorado, **Anderson Baldissera**, que compreendeu a distância e ausência durante esse período, e, mesmo assim, nunca deixou de estar perto. Obrigada pelo apoio, compreensão e carinho.

A agência de fomento **Capex** (Coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior) a qual me disponibilizou a bolsa-taxa, com isenção de mensalidade, para que eu pudesse realizar o mestrado.

A coordenadora do mestrado, **Márcia Borba**, por acolher os alunos tão bem e sempre estar disposta a ajudar.

Ao meu amigo e colega desde a graduação, **Cristiano Taufer**, que está sempre disposto a ajudar, conte comigo sempre.

Aos queridos amigos da “turma do almoço”: **Cristiano Taufer**, **Suzane Brandeburski**, **Rodrigo Alessandretti** e **Oscar Pecho**, obrigada pela agradável convivência, amizade, parceria, conselhos, desabafo, risadas, cafés e churrascos que tivemos durante esses dois anos, foi muito bom poder compartilhar esses momentos com vocês, espero que nossa amizade permaneça igual, independente da distância.

Aos professores do PPGOdonto (**Álvaro Della Bona**, **Paula Benetti**, **Pedro Henrique Corazza**, **Márcia Borba**, **Micheline Trentin**, **Maria Salete S. Linden**, **Fernando Fornari**, **Doglas Cecchin**, **Matheus A. Souza** e **Ana Paula Farina**), muito obrigada por todos os conhecimentos transmitidos.

Ao “Corazza Research Group” sob orientação do **Prof. Dr. Pedro Henrique Corazza**: **Caroline Magnabosco**, **Laura Rizzato**, **Rafael Lorencett**, **Natália Potrich**, **Érlon Merlo**, **Fernanda Oliveira**, **Ângela Hume**, **Daiane Brun** e **Mariana Lise** pela convivência, divisão

de conhecimentos, amizade e diversão que tivemos.

Ao grupo de pesquisa em cerâmicas (**Álvaro Della Bona, Márcia Borba, Paula Benetti e Pedro Henrique Corazza** e todos os alunos da graduação e pós-graduação envolvidos) por todos os ensinamentos e ajuda na pesquisa, além do bom convívio, com momentos de descontração e amizade.

Aos meus colegas (**Cristiano Taufer, Suzane Brandeburski, Larissa Soligo, Mauren Deprá, Denise Cassenote, Rodrigo Ottoni, Lourenço Albarello, Bárbara Rauber e Huriel Palhano**) pelo apoio, amizade e parceria. Dividimos vários momentos alegres juntos, obrigada.

A Faculdade de Odontologia da UPF, diretor **Álvaro Della Bona**, coordenador **Matheus Souza** e professores, tanto da pós-graduação quanto da graduação, onde realizei os estágios em docência, gostaria de agradecer em especial, aos professores: **Renato Sawazaki, Ferdinando De Conto e Paulo Funk** por terem me acolhido tão bem em suas disciplinas, foi muito bom poder conviver e aprender com vocês.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, em especial a secretária do PPGOdonto, **Fabiana Pimentel**.

A empresa **3M ESPE** pela doação dos cimentos resinosos e dos sistemas adesivos utilizados no estudo.

Ao coordenador do curso de Odontologia da Uceff, **Marcos Takemoto**, por ter confiado em mim e me dado a oportunidade de fazer parte do corpo docente do curso de odontologia.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	v
DEDICATÓRIA	vi
AGRADECIMENTOS	vii
SUMÁRIO	x
LISTA DE TABELAS.....	xii
LISTA DE FIGURAS.....	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xv
1. INTRODUÇÃO.....	20
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.3. Cerâmica Infiltrada por Polímero	27
2.5. Substrato: Núcleo metálico fundido.....	34
2.6. Substrato: Pino de fibra de vidro	35
2.8. Tratamento Superficial das Cerâmicas	38
2.9. Ciclagem Mecânica.....	42
3. PROPOSIÇÃO.....	45
3.1. Objetivo geral.....	45
3.2. Objetivos específicos	45
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
4.2. Métodos.....	49
4.2.2 Ensaio por Fadiga Cíclica	57
4.2.3 Teste de Resistência à Compressão	58

4.2.4 Análise fractográfica.....	59
4.2.5 Análise dos dados	60
5. RESULTADOS	61
6. DISCUSSÃO	67
7. CONCLUSÕES	76
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77
9. ANEXO.....	89
ARTIGO A SER SUBMETIDO*	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores da média, mediana, mínimo, máximo, coeficiente de variação e desvio padrão dos CP de todos os grupos.....63

Tabela 2. Módulo de Weibull e resistência característica dos grupos testados em carga compressiva.....64

Tabela 3. Tipos de falhas dos CP de todos os grupos em ambos os testes (ciclagem mecânica e carga compressiva).....67

Tabela 4. Frequência de cada tipo de trinca durante a ciclagem (com pistão de resina epóxi) e durante teste monotônico (com pistão metálico).....67

Tabela 5. Frequência dos tipos de trincas resultantes do teste de ciclagem mecânica para todos os CP.....68

Tabela 6. Frequência de cada tipo de trinca resultantes do teste monotônico..... 68

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Lâminas de porcelana feldspática após corte e lixamento.....	55
<i>Figura 2.</i> Confecção de matriz de silicone laboratorial e lâminas de resina laboratorial e PICN.....	55
<i>Figura 3.</i> Fluxograma do desenho experimental do estudo.....	56
<i>Figura 4.</i> Desenho esquemático do corpo de prova com PICN e resina laboratorial.....	56
<i>Figura 5.</i> Desenho esquemático do corpo de prova com porcelana feldspática.....	56
<i>Figura 6.</i> Corte do disco de dentina.....	58
<i>Figura 7.</i> Carga de 750g sendo aplicada e fotopolimerização do CP.....	58
<i>Figura 8.</i> Corpo de prova do grupo EnDen.....	59
<i>Figura 9.</i> Materiais utilizados no grupo EnRc; Cilindros de resina composta e pino de fibra de vidro inseridos na matriz de silicone e CP já cimentado.....	60

<i>Figura 10.</i> Matriz metálica em forma de disco com Duralay e CP do grupo EnNiCr.....	61
---	----

<i>Figura 11.</i> Corte da barra de G10 e substrato do grupo EnAnDen.....	61
---	----

<i>Figura 12.</i> Teste envelhecimento mecânico por ciclagem com temperatura de 37.1 °C.....	63
--	----

<i>Figura 13.</i> Teste de carga compressiva.....	64
---	----

<i>Figura 14.</i> Distribuição de Weibull para os valores apresentados na tabela 2 dos grupos EnDen, EnNiCr, EnAnDen e ResAnDen.....	68
--	----

<i>Figura 15.</i> Trinca radial.....	69
--------------------------------------	----

<i>Figura 16.</i> Trinca cônica.....	70
--------------------------------------	----

<i>Figura 17.</i> Trinca mista.....	70
-------------------------------------	----

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA	Análise de variância
CAD/CAM	computer-aided design / computer-aided manufacture
$^{\circ}\text{C}$	graus Celsius
CP	corpo de prova
E	módulo de elasticidade
EnDen	Enamic cimentado sobre dentina
EnAnDen	Enamic cimentado sobre análogo de dentina/NEMA G10
EnNiCr	Enamic cimentado sobre liga metálica de níquel cromo
FeAnDen	cerâmica feldspática cimentada sobre análogo de dentina / NEMA G10
GPa	giga Pascal
G10	resina epóxica com fibras de vidro
Hz	Hertz
K_{IC}	tenacidade de fratura
M	módulo de Weibull
MJ	mega Joule
Mpa	mega Pascal
Mm	milímetro
mW/cm^2	miliWatts por centímetro quadrado
min	minuto
μm	micrômetro
N	Newton
PICN	<i>polymer infiltrated ceramic network</i>
ResAnDen	Resina laboratorial cimentada sobre análogo de dentina/NEMA G10
Y-TZP	zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria
σ_0	resistência característica

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SUBSTRATOS NA CARGA DE FRATURA DE UM MATERIAL RESTAURADOR HÍBRIDO

Júlia Cadorim Facenda¹

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar o efeito do substrato na carga de fratura de uma cerâmica infiltrada por polímero (PICN - Vita Enamic) após envelhecimento por ciclagem mecânica. Foram confeccionados 120 corpos de prova. Lâminas de PICN foram obtidas a partir de blocos de CAD/CAM e cimentadas aos substratos que possuíam forma de disco: dentina humana (EnDen); análogo da dentina (Nema Grade G10) (EnAnDen); liga metálica níquel-cromo (EnNiCr); e resina composta + pino de fibra de vidro (EnRC). Para comparar a resistência da cerâmica infiltrada por polímero a uma cerâmica feldspática e a uma resina laboratorial, 20 discos da cerâmica feldspática Vitablocs Mark II (FeAnDen) e 20 discos da resina laboratorial Opallis Lab (ResAnDen) foram cimentados ao análogo da dentina e sujeitos aos mesmos testes mecânicos dos demais grupos. Os corpos de prova tiveram sua dimensão final de aproximadamente 3,1 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. Todos os corpos de prova foram submetidos à ciclagem mecânica (500.000 ciclos, 2 Hz, 50 N) e testados com uma de carga

compressiva em uma máquina de ensaios universal (EMIC) com velocidade de 0,5 mm/min. Os dados de carga de fratura foram analisados através do teste de ANOVA 1-Fator, seguido pelo teste de Tukey com nível de significância de 95% ($\alpha = 0,05$). Uma análise de Weibull foi utilizada para comparar os grupos com corpos de prova sobreviventes ao envelhecimento superiores a 10. O grupo FeAnDen teve todos os corpos de prova fraturados na ciclagem. No grupo EnRc, apenas 4 sobreviveram, não permitindo sua inclusão na análise estatística. Na comparação entre EnDen, EnAnDen e EnNiCr, o grupo EnNiCr foi superior aos outros dois grupos. Não houve diferença estatística entre as médias dos grupos EnAnDen e EnDen. O módulo de Weibull (m) do grupo EnAnDen (9,01) foi estatisticamente superior ao do grupo EnDen (3,15). A maior resistência característica foi obtida pelo grupo EnNiCr. Os modos de falha variaram conforme o momento em que a falha ocorreu: falhas durante a ciclagem foram, na sua maioria, trincas radiais; falhas durante o teste de compressão foram, na sua maioria, trincas cônicas. O substrato interfere na resistência à compressão de um material híbrido após envelhecimento mecânico. O modo de falha depende do tipo de carga aplicada. Os materiais com matriz polimérica resistiram melhor à ciclagem comparados à cerâmica feldspática.

Palavras-chave: Módulo de elasticidade. Resistência à fratura. Resina Composta. Cerâmica.

ABSTRACT¹

The objective of the study was to evaluate the effect of the substrate on the fracture strength of a polymer-infiltrated ceramic network (PICN - Vita Enamic) after aging by mechanical cycling. 120 specimens were made. PICN slides were obtained from CAD / CAM blocks and cemented to disk shape substrates: dentin (EnDen); dentin analogue (EnAnDen); nickel-chromium alloy (EnNiCr); and composite resin + fiberglass post (EnRc). To compare the polymer-infiltrated ceramic to a feldspathic ceramic and an indirect resin, 20 disks of Vitablocs Mark II feldspathic ceramic (FeAnDen) and 20 disks of Opallis Lab resin (ResAnDen) were cemented to the dentin analog and subjected to the same tests than the other groups. The specimens had a final dimension of approximately 3.1 mm in thickness and 12 mm in diameter. All specimens were submitted to mechanical cycling (500,000 cycles, 2 Hz, 50 N) and tested with a compressive load in a universal testing machine (EMIC) at a speed of 0.5 mm / min. The fracture loading data were analyzed using 1-way ANOVA and Tukey test with a significance level of 95% ($\alpha = 0.05$). A Weibull analysis was used to compare the groups with more than 10 specimens tested in compression. All specimens of the group FeAnDen fractured during the mechanical aging. 4 specimens of the group EnRc survived the mechanical aging, and their mean on the compression test was not statistically evaluated. In the comparison between EnDen, EnAnDen and EnNiCr, the mean of EnNiCr group was

greater than the other two groups. There was no statistical difference between the means of the EnAnDen and EnDen groups. The Weibull (m) modulus of EnAnDen group (9.01) was statistically greater than EnDen group (3.15). The highest characteristic strength was obtained by EnNiCr group. Failure modes varied according to the momento of failure: failures during the cycling were mostly radial; failures during the compression test were mostly conical. The substrate influences on the compressive strength of a hybrid material after mechanical aging. The failure mode depends on the type of load applied. Polymer-content materials were more resistant to mechanical cycling compared to feldspathic ceramics.

Key words: Elastic modulus. Resistance to fracture. Composite resin. Ceramics.

1. INTRODUÇÃO

Compósitos e cerâmicas são os dois principais materiais utilizados para restaurações odontológicas. A microestrutura está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade e à dureza desses dois materiais. Quanto aos compósitos, o desenvolvimento da tecnologia de carga resultou em melhorias consideráveis das propriedades desses materiais (Rodrigues *et al.*, 2008). Todavia, o seu desempenho clínico ainda é inferior às restaurações cerâmicas indiretas considerando adaptação marginal, estabilidade de cor e forma anatômica (Leung *et al.*, 2015).

A comparação entre restaurações indiretas de resinas compostas e de cerâmicas *metal free*, ambas fabricadas com CAD-CAM, após 3 anos de acompanhamento clínico, revelou que as restaurações de resinas compostas apresentaram estética e resistência ao desgaste inferiores às restaurações cerâmicas (Vanoorbeek *et al.*, 2010). Apesar disso, a elevada suscetibilidade ao crescimento lento de trincas das porcelanas limitam sua aplicação clínica (Gonzaga *et al.*, 2009). As cerâmicas com melhor comportamento mecânico, que possuem elevado conteúdo cristalino, são mais opacas do que as cerâmicas com maior conteúdo de fase vítrea, que são mais estéticas (Della Bona & Kelly, 2008). Em vista disso, alguns estudos surgiram no intuito de testar um material composto por cerâmica e resina (Coldea *et al.* 2013; Della Bona *et al.* 2014; Leung *et al.* 2015). Esse material, que já é vendido comercialmente, foi denominado *polymer infiltrated ceramic network* (ou simplesmente PICN).

Clinicamente, as restaurações indiretas podem ser confeccionadas sobre diferentes substratos, sendo os mais comuns dentina, núcleos metálicos, e pinos de fibra de vidro + resina composta. Estudos revelam que o módulo de elasticidade (E) do substrato de suporte tem a capacidade de influenciar na resistência à fratura de restauração (Scherrer & Rijk, 1993; Corazza *et al.* 2013; Kelly JR *et al.* 2010). Idealmente, o módulo de elasticidade do material de suporte de um estudo laboratorial deve se aproximar do módulo de elasticidade do substrato encontrado na clínica sob restaurações cerâmicas. Assim, é importante avaliar o comportamento mecânico dos materiais novos e promissores lançados no mercado cimentados a substratos com módulos de elasticidade diferentes, para verificar sua influência no comportamento dos materiais.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Dentre as opções existentes, hoje, para a restauração de um elemento dental, basicamente duas grandes classes de materiais levam destaque: polímeros (representados pelas resinas compostas) e cerâmicas. As resinas compostas são materiais bastante estéticos; porém, sua descoloração ao longo do tempo e possibilidade de sensibilidade pós-operatória devido à contração de polimerização limitam seu uso (Desai & Das, 2011). Além disso, suas propriedades mecânicas ainda são inferiores às das cerâmicas (Martin *et al.*, 2003; Pollington *et al.*, 2012).

Apesar das cerâmicas terem uma aparência de dente natural, possuem maior módulo de elasticidade (*E*) comparados ao esmalte e dentina: zircônia e alumina - 200-380 MPa (Petrini *et al.* 2013); cerâmica feldspática - 66-67 GPa (Borba *et al.* 2011); esmalte - 20-84 GPa (Plotino *et al.*, 2007); dentina - 13,3 MPa (Plotino *et al.*, 2007).

As causas mais comuns de fracasso das restaurações cerâmicas estão associados a sua resistência mecânica e cárie secundária. As causas do lascamento da cerâmica de cobertura, em casos de *bilayers* formadas por zircônia-porcelana, são: estresse residual na interface infraestrutura/cerâmica de cobertura, diferenças na condutividade térmica entre os materiais de infraestrutura e cobertura e a união deficiente entre cerâmicas de infraestrutura e cobertura. A concentração de estresse na interface infraestrutura-porcelana é o resultado das

grandes diferenças entre os módulos de elasticidade das cerâmicas (Della Bona, 2009).

Já os compósitos são usados em restaurações dentárias diretas anteriores e posteriores (Pamela *et al.*, 2005). Estes são caracterizados por propriedades mecânicas semelhantes à dentina (Petrini *et al.*, 2013). Os compósitos também apresentam falhas como lascamento, fratura e perda de forma anatômica devido ao desgaste (Heintze *et al.*, 2016). Os diferentes padrões de desgaste cíclico variam conforme o tipo de material, podendo eles serem de uso direto ou indireto. Restaurações realizadas com compósitos de uso indireto exibem melhor adaptação, além de uma superfície oclusal mais lisa e polida em comparação com restaurações realizadas com materiais de uso direto (Caracostea *et al.*, 2016).

2.1. Porcelana feldspática

Os blocos de cerâmica feldspática para CAD/CAM surgiram como alternativa às porcelanas convencionais por proporcionarem estética satisfatória, possuírem maior resistência à fratura e menor propagação de trincas (Santos-Filho *et al.* 2008). As cerâmicas são materiais estéticos por excelência devido à sua inigualável capacidade de imitar a aparência dos dentes naturais e apresentarem comportamento biomecânico similar ao esmalte (Touati *et al.* 2000).

A porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina

constituída de leucita ($KAlSi_2O_6$ ou $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$) (Craig & Peyton 2004). Pode ser classificada de acordo com sua temperatura de fusão em: porcelana de alta fusão (>1300 °C), média fusão (1101-1300 °C), baixa fusão (850-1100 °C) e ultrabaixa fusão (650-850 °C) (Anusavice, 2005).

A cerâmica para CAD-CAM Vitablocs Mark II apresentou melhores propriedades mecânicas que cerâmicas feldspáticas convencionais no estudo de Liu & Essig (2008), com uma resistência à flexão entre 100 MPa e 160 MPa (Bindl *et al.*, 2003). Esse blocos são feitos de materiais semelhantes à cerâmica feldspática convencional, mas produzido num processo diferente conhecido como moldagem por extrusão. Uma mistura de cerâmica plastificada é pressionada e extrudada através de um bocal para dar a sua forma. Os blocos são secos antes da sinterização (Della Bona, 2009). Isso gera uma cerâmica feldspática homogênea. Para deter a propagação da trinca, uma alternativa utilizada pelos fabricantes é a introdução de cristais ou flocos com a mesma composição química da matriz, reforçando a fase amorfa. (Della Bona & Borba, 2014).

Os estudos clínicos de inlays com Vitablocs Mark II mostraram taxas de sobrevivência de 94,7% após 5 anos, 90,6% após 8 anos e 85,7-89% depois de 10 anos (Pallesen & Dijken, 2000; Sjögren *et al.*, 2004; Zimmer *et al.*, 2008). Sailer *et al.* (2015) demonstraram que, quando corretamente aplicadas, próteses de porcelana feldspática livres de metal apresentam boa durabilidade, com taxa de sobrevivência comparável com de restaurações metalocerâmicas.

2.2. Resinas Laboratoriais

A tecnologia cerâmica e as pesquisas com polímeros levaram à incorporação de partículas de vidro e metacrilato multifuncionais nas composições das resinas, melhorando as propriedades mecânicas e físicas destes materiais. Grandes níveis de resistência ao desgaste e excelência na qualidade superficial só podem ser conseguidos com a ajuda desses materiais microparticulados (Touti & Aidan, 1997).

Segundo Touti & Aidan (1997), os cerômeros são uma alternativa viável para quando o uso das cerâmicas estiver limitado. Esses materiais podem ser utilizados em restaurações *inlays*, *onlays*, *overlays*, *veneers*, coroas unitárias livres de metal.

Segundo Bottino (2002), as resinas compostas diretas, apesar de suas ótimas qualidades ópticas, apresentam dificuldades para obtenção de contornos e pontos de contato, principalmente em relação aos dentes posteriores, além de sensibilidade dentinária pós-operatória como resultado da contração de polimerização.

Preocupados com as limitações das cerâmicas (abrasividade, dificuldade de reparo e friabilidade), intensificou-se a pesquisa por técnicas de restaurações indiretas à base de polímeros (Garcia *et al.*, 2006). Esses materiais são compósitos que tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas graças à incorporação de uma alta quantidade de carga inorgânica e inclusão de monômeros multifuncionais com mais sítios de ligação, aumentando as cadeias de polimerização com cura adicional por calor, pressão e ambientes livres de oxigênio. Os mesmos apresentam resistência à flexão de 120 a 160 MPa, alto percentual em volume de carga inorgânica (aproximadamente 66% de carga inorgânica e 33% de matriz resinosa), mínima contração de polimerização, adesão à estrutura metálica (independente da liga

utilizada), e resistência à abrasão semelhante à do esmalte (Touti & Aidan, 1997).

Ku *et al.* (2002) compararam a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas e coroas confeccionadas em cerômeros. Para este estudo, foram confeccionados dez coroas metalocerâmicas (liga de níquel-cromo) e dez coroas de cada tipo de cerômeros (Artglass®, Sculpture® e Targis®), a partir de um análogo em resina, com uma redução incisal de 2 mm e ângulos axiogenival e axioincisal arredondados. Um molde deste dente foi obtido para confecção dos troquéis em níquel cromo. Cada grupo de cerômero foi preparado, polimerizado e polido de acordo com as instruções do fabricante. Todos os quatro grupos foram cimentados nos troquéis e fixados em blocos de resina. Para o teste, foi utilizada a máquina universal de testes, onde a carga foi diretamente aplicada em um ângulo incisolingual de 130° com o alongo eixo do troquéis até a fratura. Os resultados mostraram que as coroas metalocerâmicas apresentam resistência à fratura superior aos três tipos de cerômeros, respectivamente. Entre os corpos de prova em cerômero não houve diferença significativa.

Suzuki *et al.* (2002) avaliaram as características de desgaste de restaurações de resinas indiretas de sete marcas comerciais diferentes: Targis®, Artglass®, Solidex®, Sculpture®, Estenia®, Belleglass® e Cristobal+®, comparando-as entre si e a uma liga áurea do tipo III. Esses autores concluíram que as resinas apresentaram resistência ao desgaste similar à liga áurea do tipo III utilizada como controle. Dessa forma, observou-se que as resinas indiretas apresentaram boa resistência ao desgaste, não sendo tão destrutivas aos dentes dos antagonistas como as cerâmicas.

2.3. Cerâmica Infiltrada por Polímero

Em uma tentativa promissora de otimização dos materiais restauradores, as características de resina e cerâmica foram combinadas em um mesmo material por um fabricante. Isso parece ser uma boa alternativa para associar o módulo de elasticidade de compósitos à base de resina, que é semelhante ao módulo de elasticidade da dentina, com a estética de longa duração de cerâmica (Della Bona *et al.*, 2014). O material denominado “polymer-infiltrated ceramic-network (PICN) material” foi recentemente introduzido como uma rede cerâmica infiltrado com material polimérico. Este material é referido como um material cerâmico híbrido, ou seja, uma matriz cerâmica sinterizada preenchida com resina, formando a chamada “rede híbrida dupla” sendo que a porcentagem de massa da porção inorgânica é de aproximadamente 86%, contra 14% de polímero (Coldea *et al.*, 2013). Suas indicações são: restaurações minimamente invasivas, coroas totais posteriores, inlays, onlays e coroas implanto-suportadas (Leung *et al.*, 2015).

Análise de composição realizada por Della Bona *et al.* (2014), revelou no PICN uma rede cerâmica dominante com grande fase de origem à base de feldspato e leucita e uma fase menor cristalina de dióxido de zircônio, que pode funcionar como um componente de reforço. Grande quantidade de carbono foi encontrado na rede de polímero. Na análise fractográfica, algumas microfissuras foram observadas entre as redes.

A translucidez de um material é influenciada por fatores como a estrutura cristalina, tamanho do grão e porosidade. Quando testada a translucidez do PICN comparada a outros materiais restauradores como vitrocerâmicas, resina nanocerâmica, resina nanohíbrida e resinas compostas diretas, o PICN apresentou baixos valores, provavelmente devido à quantidade de óxido de alumínio em sua composição, porém, apresentou maiores valores de translucidez que as cerâmicas e menores que as resinas compostas (Awad *et al.* 2014).

Quando diferentes classes de materiais (cerâmica, cerâmica híbrida e resina) tiveram suas rugosidades comparadas após usinagem em CAD/CAM, a ordem crescente foi: cerâmicas feldspáticas, cerâmica híbrida (PICN) e resinas compostas. A matriz de polímero mais fraca no PICN é facilmente separada da cerâmica, o que resulta em maiores valores de rugosidade quando comparado à cerâmica, característica que pode afetar as propriedades ópticas da restauração a longo prazo (Awada & Nathanson 2015). A fragilidade na união das fases do material também pôde ser vista por Della Bona *et al.* (2014), que encontraram microtrincas ao avaliar essa interface com uma magnificação de 20.000×.

Rugosidade superficial tem uma relação direta com as propriedades ópticas dos materiais. O fabricante do material PICN Vita Enamic sugere 3 diferentes procedimentos de acabamento para este material: Kit Técnico, Kit Clínico e VITA Enamic Glaze. Em um estudo, foram investigadas diferenças de rugosidade superficial e cor causadas por essas 3 diferentes formas de acabamento do PICN. As amostras preparadas foram divididas em 8 grupos de acordo com a translucidez do material (T ou HT) e a forma de acabamento. Após isso, a rugosidade

superficial foi determinada. Os valores de rugosidade superficial mais elevados foram observados nos grupos onde foi aplicado o glaze indicado pelo fabricante. Todos os grupos, exceto o grupo da cerâmica HT após a aplicação do kit clínico, demonstraram que a mudança de cor era imperceptível pelo observador após os procedimentos de acabamento e polimento. Assim, sugere-se que a utilização dos kits Técnico e Clínico podem causar um melhor desempenho das restaurações de PICN, comparados ao glaze, quando se fala em rugosidade e translucidez (Özarslan *et al.*, 2016).

O PICN contém fases heterogêneas de resina e cerâmica que pode ser deslocado (separação de fases) durante quaisquer desafios mecânicos, por exemplo, compressão e flexão (Leung *et al.*, 2015). As vantagens do PICN são semelhantes às dos compósitos de resina, isto é, menor abrasão em dentes antagonistas, possibilidade de reparo e grau de compatibilidade química com cimentos resinosos adesivos (Petrini *et al.* 2012).

A literatura a respeito das propriedades mecânicas do PICN e sua comparação com outros materiais restauradores mostra-se um tanto contraditória, especialmente no que diz respeito à resistência à flexão (Albero *et al.*, 2015; Argyrou *et al.*, 2016; Choi *et al.*, 2015, Coldea *et al.*, 2015). Em um dos estudos de caracterização do material e comparação com os demais (Albero *et al.*, 2015), os valores de resistência à flexão por 3 pontos do PICN ($180,9 \pm 42,2$ MPa) foram estatisticamente inferiores aos do dissilicato de lítio (IPS E.max = $271,6 \pm 64,7$ MPa), semelhantes aos da resina nano-cerâmica Lava Ultimate ($164,3 \pm 33,33$ MPa) e superiores à cerâmica feldspática Vita Mark II ($137,8 \pm 20,9$ MPa). Esse ranqueamento mudou ligeiramente no trabalho de Argyrou *et*

al. (2016), que também realizaram flexão por 3 pontos, mas encontraram os maiores valores para a resina nano-cerâmica (170 MPa) e a cerâmica vítrea reforçada por leucita (159 Mpa), seguidos pelo PICN (124 MPa) e cerâmica feldspática (120 MPa). Para Choi *et al.* 2015, a resina nanocerâmica obteve maiores valores de resistência à flexão uniaxial por três pontos ($159,1 \pm 6,3$ MPa), comparada ao PICN ($140,1 \pm 7$ MPa). Incluindo nessa comparação os materiais normalmente utilizados para infra-estrutura, Coldea *et al.* (2013) também testaram a flexão do material por três pontos e obtiveram os maiores valores para a Zircônia estabilizada por Ytria YTZP (1358 MPa), seguido de In Ceran Alumina (402 Mpa), dissilicato de lítio e.max CAD (344 MPa), PICN (158 MPa), porcelanas feldspáticas Mark II (137 Mpa) e VM9 (121 MPa).

A resistência à flexão por três pontos também foi testada por Homaei *et al.* (2016), seguida por análise de Weibull. A resistência à flexão média de zircônia, dissilicato de lítio e cerâmica infiltrada por polímero foi, respectivamente, 886,9 (80,2 MPa), 356,7 (60 MPa) e 135,8 (8,3 MPa).

Outras características, como tenacidade à fratura, resistência ao lascamento de bordo e degradação da resistência por edentação também foram obtidas, no intuito de comparar o material híbrido aos materiais já consagrados na odontologia (Coldea *et al.*, 2015, Argyrou *et al.*, 2016).

A tenacidade à fratura é uma das principais propriedades associadas com o desempenho clínico dos materiais dentários, essa indica a capacidade de um material para resistir ao crescimento lento de uma trinca que, posteriormente, poderá causar uma fratura catastrófica. Della Bona *et al.* (2014) avaliaram, através do teste SEVNB (ISO 6872), a tenacidade a fratura do material PICN e a média dos valores obtidos foi

de 1,09 MPa m^{1/2}. Coldea *et al.* 2013 avaliaram cinco materiais diferentes, incluindo o PICN, e os valores obtidos foram: PICN - 1,51 MPa m^{1/2}; porcelanas feldspáticas Mark II e VM9 - 1 MPa m^{1/2}; InCeran Alumina - 3,73 MPa m^{1/2}; dissilicato de lítio Emax Cad - 2,37 MPa m^{1/2}; e zircônia estabilizada por ítria YTZP - 4,94 MPa m^{1/2}.

Tenacidade à fratura e dureza Vickers das cerâmicas também foram medidas por Homaei *et al.* 2016, pelo teste Single Edge V-notch Beam (SEVNB) e microedentação. A tenacidade à fratura média de zircônia, dissilicato de lítio, e cerâmica infiltrada por polímero foi de, respectivamente, 6,6, 2,8, e 1,4 MPa, enquanto a dureza Vickers média foi de 1641,7, 676,7, 261,7 H_v. Conforme os achados, as propriedades mecânicas da zircônia foram superiores aos outros dois materiais testados.

Quanto à resistência ao lascamento de bordo, um estudo comparou o PICN com resina nanocerâmica, porcelana feldspática e à base de leucita. Os materiais restauradores foram cimentados a um substrato de resina composta. Lascamentos foram produzidos na borda usando um penetrador de diamante, obtendo-se o seguinte ranqueamento de materiais: resina nanocerâmica (275 N/mm) > leucita (169 N/mm) = porcelana feldspática (179 N/mm) > PICN (120 N/mm). Assim, o novo material PICN parece ter resistência ao lascamento de borda inferior aos demais materiais (Argyrou *et al.*, 2016).

Ainda no estudo de Coldea *et al.* (2013), a resistência ao dano por edentação foi testada, para melhor entender o comportamento clínico após uma microtrinca. Dois materiais cerâmicos infiltrados por polímero (PICN 1 e PICN 2) experimentais foram testados. Sete cargas de edentação Vickers foram feitas em cada barra: 1,96, 4,9, 9,81, 19,61,

29,42, 49,03 e 98,07 N, utilizando um dispositivo de ensaio de dureza. Antes do teste, foi obtida a resistência à flexão inicial a uma carga de 1 N. Com o aumento da carga de edentação, a resistência à flexão dos materiais testados diminuiu em comparação com a resistência à flexão inicial. O material com a maior degradação da resistência (81%) com carga de 98,07 N, foi a YTZP, seguida por VM9 (77%), E max CAD (72%), Mark II (64%), PICN 1 (62%), IC Alumina (56%) e PICN 2, com menor valor (51%) de degradação. PICN 2 e IC Alumina mantiveram a sua resistência à flexão intrínseca até uma carga de edentação de 4,9 N. A força inicial de todos os outros materiais diminuiu significativamente com a edentação de 1,96 N. Em relação à degradação global da força entre 1 N a 98,07 N, os materiais PICN 2, IC Alumina e PICN 1 indicam o mínimo de perda de força. Comparando os valores intrínsecos de resistência à flexão e resistência à degradação do E max CAD e do PICN 2, nota-se que o segundo possui maior tolerância ao dano à edentação. Assim, as falhas introduzidas por ajustes, fresagem ou mastigação, deverão ter um impacto menor sobre a resistência de PICN 2 do que sobre E max CAD. O reforço dos materiais dentários pode ser modificado com a incorporação de uma segunda fase de módulo de elasticidade inferior em uma cerâmica para melhorar a tolerância a danos de restaurações. Materiais PICN são ainda mais tolerantes aos danos do que as cerâmicas dentárias de uso geral disponíveis no mercado. As influências nos materiais introduzidos pelo ambiente oral não foram consideradas neste estudo.

2.4. Substrato em resina epóxi reforçada com fibras de vidro

A diferença entre os módulos de elasticidade entre cerâmica e substrato parece ser uma variável de falha influente e, por isso, deve ser controlado em testes laboratoriais. Idealmente, o material de teste de matriz deve ter um comportamento elástico semelhante ao da dentina humana. Por isso, Kelly *et al.* (2010) realizaram um estudo para desenvolver um teste *in vitro* para coroas cerâmicas unitárias que simule os mecanismos de falha e o estado de tensão observados clinicamente. Um material representativo foi comparado com a dentina humana hidratada: G10 (resina epóxi com fibra de vidro NEMA Grade G-10, Piedmont Plastics, Inc, Charlotte, NC), com um *E* de flexão de 18,6 GPa. Para o teste de módulo de elasticidade, foram utilizados espécimes de G10 e de dentina. Para o teste de resistência de união, o G10 foi testado a seco e úmido. A dentina foi condicionada com ácido fosfórico a 37% e tratada com sistema adesivo e o G10 foi condicionado com ácido fluorídrico 8% e tratado com silano. As resistências de união do cimento resinoso ao G10, úmido e, seco foram comparadas às resistências de união à dentina. Como todas as análises demonstraram compatibilidade suficiente entre G10 e dentina, em termos de adesão e comportamento elástico, o compósito G10 tornou-se o substituto dentinário usado para suportar espécimes cerâmicos em todos os outros testes realizados no estudo. Cargas de fratura foram significativamente maiores para discos de cerâmica cimentadas a níquel-cromo do que para as cimentadas ao G10. Este estudo relatou que o módulo de elasticidade do substrato onde a cerâmica foi cimentada afetou nos valores de carga de fratura. Os autores concluíram que os métodos de ensaio desenvolvidos e os materiais avaliados foram válidos para simular o fracasso clínico.

Yi & Kelly (2011) testaram discos de cerâmica feldspática cimentados em base de G10, variando os tratamentos de superfície, em diferentes testes laboratoriais: tração, flexão biaxial, compressão (monotônico) e ciclagem mecânica. Os autores concluíram que condições de superfície foram melhor investigadas por flexão biaxial. Interações cimento-cerâmica foram melhor investigadas pelo teste monotônico e diferenças nos danos acumulados na presença de água foram melhor investigados pela ciclagem mecânica. Esse seria o teste que mais se aproxima do que acontece clinicamente.

2.5. Substrato: Núcleo metálico fundido

Os núcleos metálicos fundidos podem ser fabricados com ligas nobres ou ligas básicas. Entre as ligas utilizadas para sua confecção, as que possuem o preço mais acessível são as de níquel-cromo e cobre-alumínio. As ligas a base de cobre e alumínio contêm até 87% de cobre, e apresentam baixa resistência a corrosão. A corrosão aumenta quando duas ligas diferentes são colocadas em contato na cavidade oral, como é o caso dos pinos intrarradiculares de cobre-alumínio sob coroas metálicas a base de níquel-cromo (Isidor *et al.*, 1996). As ligas metálicas de níquel-cromo (NiCr) possuem na sua composição o níquel, que é um dos elementos mais comuns alergênicos, além de ser carcinogênico para os técnicos que trabalham constantemente com ele. Possui densidade de 8,9g/cm³ e ponto de fusão de 1.455°C. Além disso, possuem o cromo, que é um metal prateado, brilhante, com grau de dureza elevado e quebradiço. Apresenta um comportamento magnético fraco e não sofre ação de agentes corrosivos sob temperatura ambiente. Numa liga, a

função principal do cromo é a de aumentar a resistência contra a corrosão e a pigmentação. Possui densidade de 7,2g/cm³ e ponto de fusão de 1.907°C (Anusavice, 2005).

Dentre as vantagens dos núcleos metálicos fundidos, estão boa adaptação à porção radicular, utilização de técnicas simples para sua confecção e a radiopacidade. Entre as desvantagens destacam-se a possibilidade de corrosão, o alto módulo de elasticidade (180 GPa) em comparação à dentina (18 GPa), a falta de adesividade às estruturas dentais e estética desfavorável (Fernandes & Coutinho, 2003).

2.6. Substrato: Pino de fibra de vidro

Para a otimização dos resultados, os materiais utilizados para restaurar dentes tratados endodonticamente devem ter as propriedades físicas e mecânicas semelhantes às da dentina. Além disso, é preferível que sejam capazes de ligar-se à estrutura dental e serem biocompatíveis no meio oral (Fernandes & Coutinho, 2003). Relatos sugerem que a rigidez do pino deve ser igual ou próxima à do dente para distribuir as forças oclusais uniformemente ao longo da raiz (Isidor *et al.*, 1996).

Quando é utilizado um pino de fibra de vidro na reabilitação unitária, os princípios de biomimetismo da estrutura dental são conseguidos na sua plenitude, uma vez que a dentina é reconstruída por pino de fibra de vidro e resina composta, materiais que apresentam módulo de elasticidade e comportamento mecânico semelhantes a ela. Por outro lado, o esmalte é substituído pela cerâmica, que apresenta resistência à compressão, lisura, resistência ao desgaste, brilho, pequeno acúmulo de placa e características físicas, mecânicas e ópticas

semelhantes ao esmalte. Estes materiais acabam por se proteger mutuamente, como é a natureza da interação entre as estruturas do esmalte e dentina (Reis *et al.*, 2010).

Os pinos de fibra de vidro são compostos por um conjunto de fibras envoltas por uma matriz resinosa, que são o seu componente de reforço. Essa matriz resinosa é constituída por resina epóxica, o que lhes promove compatibilidade com as resinas BIS-GMA presentes na constituição dos sistemas de cimentação adesiva, promovendo a adesão química aos materiais.

Segundo Rota *et al.* (1998), quando são realizadas restaurações com pinos de fibra de vidro, ocorre uma menor transferência de tensão para estruturas radiculares do que os núcleos metálicos, pois os pinos de fibra de vidro possuem um módulo de elasticidade (8 – 21 GPa) semelhante ao da dentina (18 GPa), diminuindo a probabilidade de fraturas.

2.7. Cimentos Resinosos

Ao se optar por uma restauração indireta, é preferível que exista a união entre os materiais. Para isso, contamos com os cimentos resinosos, que são empregados na cimentação de restaurações indiretas e pinos intrarradiculares, se aderindo às estruturas dentárias. O grande número de materiais estéticos indiretos que têm sido introduzidos na Odontologia tem direcionado a um uso crescente de cimentos resinosos nos tratamentos restauradores contemporâneos. Estes agentes de cimentação parecem ser mais desejáveis por serem insolúveis aos fluidos

orais, apresentarem biocompatibilidade, facilidade de manuseio, estética, produzirem uma alta resistência de união ao esmalte e dentina e ainda se unirem ao material restaurador (Nakabayashi & Pashley, 2000). Atualmente, diversos cimentos resinosos têm sido introduzidos no comércio, sendo esses classificados em duas categorias: cimentos resinosos convencionais, que não apresentam uma adesão inerente à estrutura dental e requerem o uso de um sistema adesivo; e cimentos resinosos autoadesivos, que não requerem um tratamento adesivo prévio do substrato dentário (Manso *et al.*, 2011).

Os cimentos resinosos convencionais requerem o condicionamento ácido prévio, seguido pela aplicação do adesivo, e então o cimento; apesar de necessitarem de mais passos clínicos, apresentam os maiores valores de adesão ao substrato dentário e previsibilidade em longo prazo. Além disso, os cimentos resinosos podem ser fotoativados, quimicamente ativados ou duais (cura química e por fotoativação). Os cimentos fotoativados apresentam como vantagem maior tempo de trabalho e estabilidade de cor. Os quimicamente ativados podem ser indicados para áreas de difícil acesso para a fonte de luz. Já os cimentos duais são indicados pela facilidade de uso associado à resistência de união e qualidade estética (Anami *et al.*, 2014).

Sistemas adesivos e cimentos resinosos auto-adesivos possuem monômeros funcionais, tais como 10-MDP, 4-meta e ésteres fosfóricos. Estes cimentos têm, geralmente, um mecanismo de cura dupla. Cimentos auto-adesivos possuem funcionalidades ácidas, a fim de desmineralizar estrutura do dente, e uma reação ácido-base entre os grupos de ácido dos monômeros e o agente de carga de vidro do material do núcleo ou a superfície dentária mineralizada. No entanto, tem sido relatado na

literatura que os monômeros ácidos têm afetado negativamente o grau de conversão do cimento, uma vez que interferem com o iniciador amina. Esta interferência é prejudicial tanto para os cimentos de cura química, quanto para os cimentos de cura dual fotoativada e quimicamente ativada (De Souza *et al.*, 2015).

2.8. Tratamento Superficial das Cerâmicas

As cerâmicas são o material de escolha para a substituição estética dos dentes. O sucesso da restauração de cerâmica depende da adesão entre a cerâmica e a superfície do dente.

O mecanismo de adesão às cerâmicas odontológicas não depende somente do tipo de cimento, mas também da composição química das mesmas e, por este motivo, as cerâmicas odontológicas podem ser divididas em dois grandes grupos, de acordo com a sensibilidade ao condicionamento com ácido hidrofúorídrico: cerâmicas ácido-sensíveis (cuja superfície sofre alterações estruturais quando submetida ao tratamento com ácido hidrofúorídrico) e cerâmicas ácido-resistentes. Entre as ácidos-sensíveis, estão inseridas as cerâmicas vítreas, onde associada à aplicação do agente silano (agente de união) no interior da peça, possibilita altos índices de adesividade ao substrato dental, ganhando também em resistência à flexão (Amoroso *et al.*, 2012).

Após o condicionamento, ocorre a dissolução parcial da matriz vítrea superficial, criando microrretenções que permitem uma união micromecânica entre a cerâmica e o cimento resinoso. O agente de união silano é um material bifuncional que deve ser aplicado em sequência ao condicionamento ácido, por garantir uma união química entre a sílica da

cerâmica e a matriz orgânica do cimento resinoso por meio de ligações siloxanas. A associação do condicionamento ácido com a silanização promove um aumento de molhabilidade da cerâmica ao cimento resinoso, melhorando o escoamento do cimento e garantindo uma união mais estável. Conforme a composição química de cada cerâmica, o tempo de ação e a concentração do ácido variam (Ho & Matinlinna, 2011; Matinlinna, 2013; Anami *et al.*, 2014).

Garone *et al.* (2006) avaliaram a união entre resina composta e diferentes tipos de cerâmicas tratadas com ácido fluorídrico (HF). O grupo de cerâmica feldspática foi dividido em 3 grupos, um grupo tratado com HF a 10% durante 2 minutos, outro grupo com HF a 5% durante 1 minuto e o terceiro grupo com HF 5% durante 20 segundos. Estes não apresentaram diferenças estatísticas entre si.

Mattos & Capelli (2006) testaram a resistência ao cisalhamento de porcelanas feldspáticas condicionadas em diferentes tempos. Foram utilizadas 20 amostras de porcelana feldspática (Duceram-LFC) divididas em 2 grupos: condicionamento por 15 segundos e 1 minuto. Após o condicionamento ácido, foi aplicado silano (3M Scotchbond) e adesivo (Optibond Solo Plus). O condicionamento com ácido fluorídrico a 10% por 1 minuto, seguido da aplicação de silano e adesivo, foi considerado o melhor método para o preparo de superfícies cerâmicas por fornecer uma força de adesão adequada e, ao mesmo tempo, não causar nenhum dano à porcelana. A aplicação de ácido fluorídrico a 10% por apenas 15 segundos não forneceu uma força de adesão satisfatória.

Hu *et al.* (2015) compararam resistência ao cisalhamento de cimentos resinosos utilizando quatro materiais restauradores (PICN, Vita Suprinity, Vitablocs Mark II e Vita YZ. PICN, Vita Suprinity e

Vitablocs Mark II foram condicionados com ácido hidrófluorídrico. YZ foi jateado com óxido de alumínio. Os espécimes foram cimentados com RelyX Unicem 2 Automix, Maxcem Elite e PermaFlo e submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento. Os modos de falha (adesiva, coesiva ou mista) foram avaliados por meio de microscopia. PICN e Vitablocs Mark II exibiram valores semelhantes de resistência ao cisalhamento e Vita Suprinity apresentou valores mais elevados do que as outras duas cerâmicas em cada subgrupo, independente do cimento.

Quatro métodos diferentes de tratamentos de superfície da cerâmica híbrida PICN foram avaliados, buscando sua união a bráquetes de metal e cerâmica. Fatias foram cortadas de blocos de PICN e divididos em dois grupos. Em cada grupo, quatro subgrupos foram condicionados por ácido fluorídrico; ácido fosfórico; ponta diamantada de acabamento de cerâmica; e jateamento com sílica. Bráquetes de metal e de cerâmica foram colados com resina fotopolimerizável, armazenados em saliva artificial por 1 semana e termocicladas. O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado, e os tipos de falhas foram classificadas. Morfologia da superfície da cerâmica foi caracterizada após o tratamento usando um microscópio eletrônico de varredura. Espécimes tratados com jateamento com sílica apresentaram valores de resistência ao cisalhamento mais elevados em comparação com outros grupos. Valores de resistência ao cisalhamento (MPa) foram encontrados na seguinte ordem: jateamento com sílica, seguido por ácido hidrófluorídrico, ponta diamantada e ácido fosfórico. Bráquetes de cerâmica apresentaram valores mais elevados em comparação com bráquetes de metal. Falhas adesivas entre a resina e cerâmica foram predominantes em todos os grupos. Tratamento de superfície de cerâmica híbrida PICN com

jateamento de partículas revestidas por sílica melhorou a adesão a bráquetes tanto de cerâmica quanto de metal (Elsaka, 2015).

O condicionamento com ácido hidrófluorídrico na concentração de 5%, durante 60 segundos, é o método de tratamento de superfície recomendado pelo fabricante do material híbrido PICN. Um estudo de Campos *et al.* (2016) verificou os efeitos de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união entre cimento resinoso e uma cerâmica híbrida através do teste de microtração. Os autores testaram grupos com condicionamento com ácido fluorídrico 10% durante 60 segundos, condicionamento com ácido fosfórico 37% durante 60 segundos, e jateamento com partículas revestidas por sílica. Em todas as situações, a superfície de cimentação era silanizada e cimentada a blocos de resina composta. Parte dos corpos de prova foram envelhecidos por termociclagem. Verificou-se que, anteriormente ao envelhecimento, amostras tratadas com partículas revestidas por sílica, ácido fluorídrico 10%, e ácido fosfórico 37% alcançaram altos valores de resistência de união. No entanto, depois do envelhecimento, apenas o grupo de ácido fluorídrico 10% permaneceu com altos valores de resistência de união, demonstrando a estabilidade dessa união após o envelhecimento.

Cekic-Nagas *et al.* (2016) avaliaram os efeitos do tratamento com ácido fluorídrico, através do teste de microcisalhamento, na resistência de união de cimentos resinosos a três tipos diferentes materiais híbridos para CAD/CAM. Cerâmica infiltrada por polímero (PICN), resina nanocerâmica (Lava Ultimate) e nanocerâmica (Cerasmart) com uma espessura de 1,5 mm foram aleatoriamente divididos em dois grupos de acordo com o tratamento de superfície realizado. No Grupo 1, foi realizado o acabamento com lixas carbetto de

silício. No Grupo 2, gel de ácido fluorídrico 9,6% foi aplicado à cerâmica. Três cimentos resinosos (RelyX, Variolink estética e G-CEM LinkAce) foram aplicados em incrementos de 1,2 mm de espessura. Metade das amostras foram submetidas à ciclagem térmica (5000 ciclos, 5-55°C). O material restaurador, o cimento e as condições de armazenamento tiveram efeitos significativos nos valores de resistência da união. No entanto, a aplicação de ácido hidrófluorídrico não teve efeito sobre a resistência adesiva do material à dentina. O PICN demonstrou uma resistência de união significativamente maior ao cimento resinoso (8,7 MPa) quando comparado com Cerasmart (7,6 MPa) e Lava Ultimate (7,2 MPa). Além disso, os valores médios de resistência de união dos cimentos resinosos testados podem ser classificados como se segue: RelyX Ultimate (10 MPa) > Link Ace G-CEM (7,5 MPa) > Variolink (6 MPa). Os modos de falha predominantes foram falhas adesivas em todos os grupos. As superfícies dos materiais restauradores tratados com ácido hidrófluorídrico apresentaram irregularidades semelhantes, no entanto, o PICN mostrou mais irregularidades de superfície do que as outras cerâmicas.

2.9. Ciclagem Mecânica

As restaurações dentais precisam suportar condições desfavoráveis, que acontecem na cavidade bucal, com forças de mastigação entre 100 a 700 N aplicadas em um ambiente úmido a 37°C por meio de cúspides de 4 a 8 mm de diâmetro, resultando em uma média total de contato de 50 mm², e gerando estresses de 3,5 a 890 MPa (Peterson *et al.*, 1998; Kelly, 1999).

Aboushelib & Elsafi (2015) avaliaram a influência da fadiga mecânica em dois materiais e três tipos de cerâmica pura fabricadas utilizando tecnologia CAD/CAM. Coroas de forma anatômica foram fabricadas com resina nanocerâmica (Lava Ultimate), PICN (Enamic), leucita (IPS Empress CAD), dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) e zircônia (IPS Zir CAD) que recebeu uma camada de recobrimento com cerâmica do sistema *press-on* (Ivoclar Vivadent) e cimentadas a um substrato. A resistência à fratura inicial de metade das amostras foi obtida usando uma carga compressiva até a trinca inicial. As coroas restantes foram submetidas a 3,7 milhões de ciclos mastigatórios (variação de carga 50-200 N a 3 Hz), o que resultou numa redução significativa ($F = 7,54$, $p < 0,005$) da resistência à fratura inicial das amostras testadas. Zircônia apresentou a maior deterioração (redução de 34% na resistência), seguido por IPS Empress (32,2%), IPS e.max (27,1%), enquanto lava Ultimate (15,99%) e PICN (15,75%) mostraram menor porcentagem de redução na resistência à uma carga compressiva. Nenhuma das restaurações de zircônia testadas fraturaram durante os testes, no entanto, ocorreu lascamento em 6 coroas na cerâmica de cobertura. A menor porcentagem de falha em fadiga foi observada para coroas de IPS e.max, com 3 casos de lascamento, além de duas incidências de fratura catastrófica.

Corazza *et al.* (2013) investigaram a influência do ângulo de convergência do preparo de dentes na carga de fratura de coroas produzidas com uma cerâmica de infraestrutura à base de zircônia estabilizada por ítria (Y-TZP) recoberta com uma porcelana feldspática. Oitenta coroas foram fabricados por CAD-CAM e divididas em 4 grupos com diferentes ângulos de preparo, metade desses grupos foram levados

para fadiga cíclica a 4 Hz e carga de 88N por 10^6 ciclos em água destilada a 37°C. Todas as coroas foram carregadas até a fratura. Os resultados mostraram que a ciclagem não afetou nos valores da carga de fratura. As restaurações resistiram a carga de compressão maior do que a carga oclusal fisiológica normal, independentemente do ângulo dos preparos.

No estudo já mencionado de Kelly *et al.* (2010), onde os mecanismos de falha e o estado de tensão observados clinicamente com cerâmicas foram testados, a influência de alguns fatores na fratura do material foram verificados. A ciclagem em água diminuiu as cargas de falha em comparação com a ciclagem em ambiente seco. O modo de falha tipo cone-crack ocorreu com frequência com o pistão de aço inoxidável de ponta plana quando as cargas cíclicas estavam em ou acima de 400 N (500.000 ciclos). Não foram encontradas fraturas tipo cone-crack com o pistão G10 (material análogo da dentina) nos espécimes testados. As cerâmicas dentais mostraram-se sensíveis à taxa de stress na presença de água, tendo sua resistência reduzida pelo maior tempo que foram submetidos a uma carga.

material influencia na resistência à compressão do conjunto.

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivo geral: Avaliar o efeito do substrato na resistência compressiva de uma cerâmica infiltrada por polímero (PICN) após envelhecimento por fadiga mecânica.

3.2. Objetivos específicos

Os objetivos específicos desse estudo são:

- 1) Associar a resistência à compressão dos conjuntos cerâmica-substrato com o módulo de elasticidade do substrato, testando a hipótese de que esse interfere na resistência à compressão do conjunto após fadiga;
- 2) Associar o tipo de substrato com o modo de falha dos materiais, testando a hipótese nula de que o substrato não afeta no modo de falha dos materiais restauradores;
- 3) Comparar os valores de resistência à compressão após fadiga de uma cerâmica infiltrada por polímero a uma cerâmica feldspática para CAD-CAM e a uma resina laboratorial (cimentados a um análogo da dentina), testando a hipótese de que o tipo de

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo trata-se de uma pesquisa laboratorial que foi realizado no laboratório de pesquisas da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo - UPF Campus 1. O estudo contém, além dos materiais utilizados, 20 dentes terceiros molares humanos, por isso, foi enviado e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com o parecer número 49860715.9.0000.5342, podendo ser executado a partir do dia 31/10/2015.

4.1. Materiais

Os materiais utilizados nesse estudo foram:

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Alemanha), que é um material restaurador híbrido utilizado para confecção de laminados, coroas em dentes posteriores e coroas implanto-suportadas.

Relyx Ultimate (3M ESPE St. Paul, MN, EUA), que é um cimento resinoso de presa dual utilizado para cimentação definitiva de inlays, onlays, coroas e próteses fixas, confeccionadas em cerâmica, metal, metalocerâmica e resina, cimentação de pinos e núcleos metálicos, fibra de vidro, fibra de carbono e zircônia.

Fit Cast (TALMAX Curitiba – PR, Brasil) que é uma liga metálica de níquel-cromo utilizada para confecção de núcleo metálico fundido e copings metálicos.

Filtek Z 250 XT (3M ESPE St. Paul, MN, EUA) que é uma resina composta microhíbrida utilizada para confecção de restaurações em dentes posteriores, anteriores, núcleos de preenchimento, esplintagem, restaurações indiretas incluindo inlays e onlays.

Fiberpost (FGM Dental Products, Joinville, SC, Brasil) que é um pino de fibra de vidro e resina epóxi indicado para restauração de dentes tratados endodonticamente para auxiliar na retenção do material restaurador e distribuir tensões impostas ao dente.

NEMA G10, (International (Paper, Hampton, SC, EUA) que é uma resina epóxi reforçada por fibras de vidro e algodão utilizado como substituto da dentina em pesquisas laboratoriais na área da odontologia.

Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Alemanha) que é um bloco de porcelana feldspática para CAD/CAM indicada para confecção de camada de recobrimento, inlays, onlays e coroas totais.

Single Bond Universal (3M ESPE St. Paul, MN, EUA) que é um adesivo universal composto por copolímero, silano e MDP indicado para restaurações diretas e indiretas, podendo ser utilizado nas diferentes técnicas adesivas. Pode ser utilizado como primer (metal, zircônia e alumina) ou silano em restaurações indiretas.

Prosil (FGM Dental Products, Joinville, SC, Brasil) que é um agente de união utilizado em adesão e cimentação de peças em cerâmica, cerômero, resina laboratorial e pinos de fibra de vidro.

Opallis Lab (FGM Dental Products, Joinville, SC, Brasil) que é uma resina composta microhíbrida laboratorial fotopolimerizável para uso indireto composta por partículas de 40 nm a 5 micron, conteúdo total de carga em peso de 72 a 82% e volume de 52 a 60% de carga

inorgânica. É indicada para confecção de peças protéticas como coroas totais e pontes (aplicadas sobre infraestrutura metálica ou não), inlays, onlays e facetas.

4.2. Métodos

Foram obtidas lâminas de 1 mm de um bloco de CAD/CAM de material cerâmico infiltrado por polímero (PICN - Vita Enamic), que foram posteriormente cimentados sobre discos de quatro diferentes substratos com espessura de 2 mm e diâmetro de 12 mm, submetidos a envelhecimento por ciclagem mecânica e carregados em compressão. Os resultados do teste foram comparados com os resultados obtidos em corpos de prova de porcelana feldspática e resina laboratorial cimentados a um análogo da dentina.

4.2.1 Confecção dos corpos de prova

Dos três materiais restauradores utilizados, dois deles (PICN e cerâmica feldspática) foram obtidos por secção do bloco CAD / CAM com um disco diamantado sob refrigeração de água, em uma cortadeira metalográfica (Strues Minitron, Copenhague, Dinamarca), e um (resina laboratorial) pela técnica incremental. A secção dos blocos CAD / CAM de PICN e cerâmica produziu lâminas de pouco mais de 1 mm, que foram lixadas em uma politriz (Strues Abramin, Copenhague, Dinamarca) utilizando lixas de carbeto de silício (#400, 600, 800, 1200), até que elas atingissem uma espessura de aproximadamente 1 mm. As

lâminas de resina laboratorial (Opallis Lab) foram confeccionados através de uma matriz de silicone de condensação laboratorial Zetalabor (Zhermack, Itália, Labor dental LTDA). Essa matriz foi obtida através do molde de um bloco CAD/CAM de PICN nas dimensões de 12 x 14 x 18mm.

A resina laboratorial foi inserida de maneira incremental nessa matriz de silicone, sendo que cada incremento tinha espessura de 2 mm e era fotoativado através de um fotopolimerizador de led Ralii Cal (SDI Victoria, Austrália; 1000mW / cm²) durante 2 minutos, conforme recomendação do fabricante. O bloco de resina, quando pronto, também foi seccionado na cortadeira metalográfica para a obtenção das fatias de 1mm de espessura e 14 mm de diâmetro.



Figura1. Lâminas de porcelana feldspática após corte e lixamento.

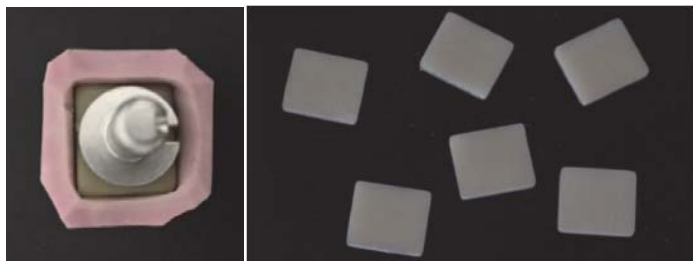


Figura 2. Confeção de matriz de silicone laboratorial e lâminas de resina laboratorial e PICN.

Após a obtenção dos materiais restauradores, partiu-se para a confecção dos substratos. Os grupos experimentais do estudo levaram em consideração o material de substrato e o material restaurador, de acordo com o fluxograma da figura 3.



Figura 3. Fluxograma do desenho experimental do estudo.

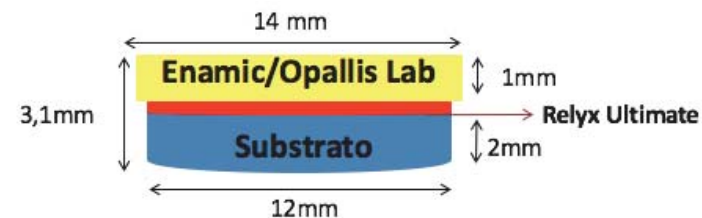


Figura 4. Desenho esquemático do corpo de prova com PICN e resina laboratorial



Figura 5. Desenho esquemático do corpo de prova com porcelana feldspática.

PICN + Relyx Ultimate + dentina (EnDen): Foram utilizados 20 terceiros molares humanos superiores e inferiores hígidos, armazenados em água destilada, doados pelo Biobanco de dentes da UPF. Cada dente foi seccionado na cortadeira metalográfica para a utilização do terço médio da coroa. Nos discos em que o interior da câmara pulpar ficou exposto, foi adicionada resina composta Z 250 XT. Após isso, cada disco de dentina foi submetido ao polimento com lixas de carboneto de silício de granulação #400, #600 e #800, para manter as superfícies planificadas.

Para a cimentação, a dentina foi condicionada com ácido fosfórico 37% durante 15 segundos, lavada e seca pelo mesmo tempo. Foi aplicado o sistema adesivo universal Single Bond Universal sob agitação durante 20 segundos, seguido de leves jatos de ar durante 5 segundos e fotoativação por 10 segundos

A superfície da cerâmica infiltrada por polímero foi tratada, conforme recomendação do fabricante, com ácido fluorídrico 5% durante 60 segundos, lavada e seca com jatos de ar. O silano foi aplicado e deixado evaporar por 1 minuto e, em seguida, o sistema adesivo Single Bond Universal foi aplicado, seco com leves jatos ar e fotoativado.

Após as superfícies estarem devidamente condicionadas, o cimento resinoso de presa dual Relyx Ultimate ($E = 5 \text{ GPa}$) foi dispensado num bloco de mistura, manipulado durante 10 segundos e aplicado à superfície do substrato. A lâmina de PICN foi posicionada sobre o substrato e foi então aplicada uma carga de 750g durante 5 minutos sobre todos os corpos de prova, para que houvesse uma padronização da força e espessura de cimento. Após a aplicação da força, o excesso de cimento foi removido com o auxílio de microbrush (FGM) e foi realizada a fotoativação por 40 segundos cada face conforme recomendação do fabricante, com um aparelho fotopolimerizador Radium-Cal (SDI Victoria, Austrália; $1000\text{mW} / \text{cm}^2$).



Figura 6. Corte do disco de dentina.



Figura 7. Carga de 750 g sendo aplicada e fotopolimerização do CP.



Figura 8. Corpo de prova do grupo EnDen

PICN + Relyx Ultimate + Fiberpost/Z250 (EnRC): Os pinos de fibra de vidro foram limpos com ácido fosfórico durante 30 segundos, lavados e secos, e então foi aplicado silano durante 1 minuto. O pino foi inserido no centro de uma matriz confeccionada com silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zhermack) com dimensões de 18 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. Resina composta Filtek Z 250 foi incluída ao redor do pino no interior da matriz e fotopolimerizada por 20 segundos. O cilindro foi inserido em cortadeira metalográfica para obtenção dos discos de 2 mm. Esses discos foram limpos com ácido fosfórico.

Para a cimentação, o sistema adesivo universal Single Bond Universal foi aplicado na superfície de cimentação do disco de resina composta e pino de fibra de vidro. O tratamento do material restaurador e o processo de cimentação foi o mesmo descrito para o grupo anterior.

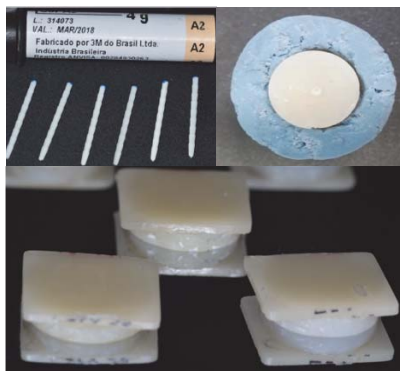


Figura 9. Materiais utilizados no grupo EnRC; Cilindros de resina composta e pino de fibra de vidro inseridos na matriz de silicone e CP já cimentado.

PICN + Relyx Ultimate + Ni-Cr (EnNiCr): Os discos da liga metálica foram confeccionados com resina acrílica quimicamente ativada Duralay (Reliance Dental MFG Corp., EUA) em uma matriz metálica com dimensões de 2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro e enviados para o laboratório de prótese para fundição em Ni-Cr com a liga Fit Cast.

Os discos de níquel-cromo tiveram seu tratamento de superfície efetuado no laboratório de prótese, com jateamento de óxido de alumínio. O tratamento do material restaurador e o processo de cimentação foi o mesmo descrito para os grupos anteriores.

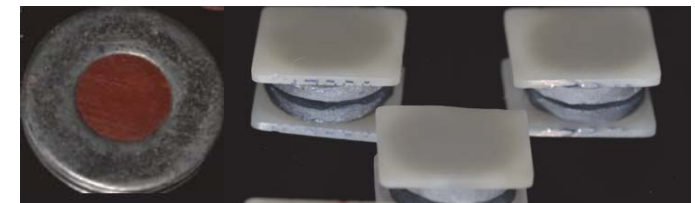


Figura 10. Matriz metálica em forma de disco com duralay e CP do grupo EnNiCr.

PICN + Relyx Ultimate + material análogo da dentina (EnAnDen): Os discos de análogo de dentina (G10) foram obtidos através da cortadeira metalográfica com espessura de 2 mm. Após isso, foram condicionados com ácido fluorídrico 10% por 60 segundos. O sistema adesivo universal Single Bond Universal foi aplicado. O tratamento do material restaurador e o processo de cimentação foi o mesmo descrito para os grupos anteriores.

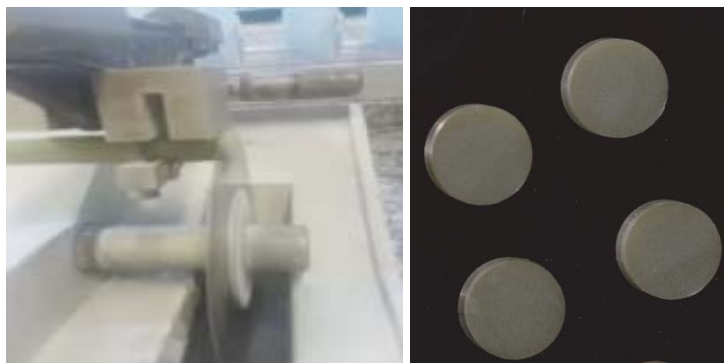


Figura 11. Corte da barra de G10 e substrato do grupo EnAnDen.

Nos grupos ResAnDen e FeAnDen, a obtenção e tratamento do análogo da dentina seguiu o que foi descrito para o grupo EnAnDen. O tratamento superficial efetuado na resina laboratorial foi com ácido fluorídrico 10% por 60 segundos. Após, foi aplicado o agente de união silano e o sistema adesivo universal (Single Bond Universal).

A superfície da porcelana feldspática foi condicionada com ácido fluorídrico 10% durante 60 segundos, lavada e seca com jato de ar. Em seguida, foi efetuada a aplicação do agente silano e adesivo Single Bond Universal.

4.2.2 Ensaio por Fadiga Cíclica

Com o intuito de envelhecer os espécimes, simulando o ambiente oral, foi realizada a ciclagem mecânica (cicladora mecânica, BioPDI São Carlos, SP, Brasil) com os seguintes parâmetros: frequência de 2 Hz; carga de 50N, por 500 000 ciclos, em água destilada a 37°C, com um pistão de resina epóxi (G 10 E= 14,9 GPa) com ponta plana de 3 mm apoiado ao centro do corpo de prova.



Figura 12. Teste de envelhecimento mecânico por ciclagem em água com temperatura de 37.1 °C.

4.2.3 Teste de Resistência à Compressão

Os corpos de prova em que não ocorreram defeitos durante a ciclagem foram inseridos em um recipiente com paredes transparentes contendo água destilada a 37°C e levados a uma máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil), equipada com uma célula de carga de 5000 N. Assim, foi aplicada uma carga compressiva no centro do corpo de prova, com velocidade de 0,5 mm/min por um pistão de aço inoxidável (E = 200 GPa) com ponta

plana de 3mm. No momento em que o operador detectava o som da primeira trinca, o ensaio era finalizado e a carga registrada em Newtons. Esse modelo de teste laboratorial já vem sendo utilizado em estudos prévios Yi & Kelly (2011) com o intuito de registrar a carga inicial responsável pelo início da fratura.



Figura 13. Teste de carga compressiva.

4.2.4 Análise fractográfica

Após a aplicação da carga, as amostras foram limpas em banho sônico e analisadas através de transiluminação conforme estudo de Alessandretti *et al.* (2016) com um aparelho fotopolimerizador para detecção e análise da falha. Todas as amostras foram analisadas e classificadas quanto ao tipo de trinca da seguinte forma:

- trinca radial: falha que têm origem na superfície de cimentação;

- trinca cônica: falha que tem origem na superfície da cerâmica;
- ocorrência de ambas (radial e cônica - mista);
- catastrófica: falha de todo o corpo de prova, material restaurador e substrato.

4.2.5 Análise dos dados

Para verificar a influência do substrato na resistência à carga compressiva dos materiais, os grupos com o mesmo material restaurador foram comparados com ANOVA 1-fator e teste de Tukey, com nível de significância de 95% ($\alpha = 0,05$). O programa estatístico usado foi o SPSS (Chicago, Illinois, USA). Além disso, foi usada a análise de Weibull para avaliar os grupos EnDen, EnNiCr, EnAnDen e ResAnDen e comparar sua resistência característica (σ) e Módulo de Weibull (m) (Minitab 14 - State College, Pensilvânia, EUA).

5. RESULTADOS

A tabela 2 apresenta o número de corpos de prova que falharam em fadiga em cada um dos grupos, além dos corpos de prova testados, média, mediana, mínimo, máximo, coeficiente de variação e desvio padrão obtidos pelos grupos no teste de carga compressiva. Dos grupos testados com uma carga compressiva, o menor valor médio ocorreu no grupo EnRc, onde apenas 4 dos corpos de prova resistiram à fadiga. Em vista desse número reduzido de corpos de prova, não foi possível incluir esse grupo na análise estatística.

Tabela 1. Média, mediana, mínimo, máximo, coeficiente de variação e desvio padrão dos grupos.

Grupo	Falhas em fadiga	Testados	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	CV	DP
FeAnDen*	20	0	-	-	-	-	-	-
EnRc*	16	4	1512	1582	242	2643	72,7	1099
EnAnDen	9	11	2300	2237	1946	2729	12	280
EnDen	5	15	2026	2072	323	3000	36,6	742
EnNiCr	2	18	3322	3247	1931	4483	20,4	679
ResAnDen	6	14	2753	2920	1004	3463	25	689

* Grupos onde não se realizou análise estatística quantitativa pelo número reduzido de amostras testadas em compressão.

Quando a resistência à compressão do PICN unido a diferentes substratos foi comparada com o teste de ANOVA, excluindo-se o grupo

EnRc, ocorreu diferença entre os grupos ($p=0,000$). O teste de Tukey demonstrou que os valores do grupo EnNiCr (a) foram estatisticamente superiores aos dos grupos EnAnDen (b) e EnDen (b). Não houve diferença entre os valores médios dos grupos EnAnDen e EnDen.

A análise de Weibull foi realizada comparando os grupos onde mais de 10 amostras resistiram à ciclagem e foram testadas em carga compressiva. Os valores do m e σ , bem como seus respectivos intervalos de confiança, estão inseridos na tabela 3 e ilustrados pela figura 14.

Tabela 2. Módulo de Weibull e resistência característica dos grupos testados em carga compressiva.

Grupos	m (IC)	MUDAR PARA CARGA σ (IC)
EnDen	3,15 (2,06 – 4,82)	2251 (1905 – 2660)
EnNiCr	5,74 (4,02 – 8,21)	3588 (3296 – 3906)
EnAnDen	9,01 (5,75 – 14,12)	2424 (2260 – 2598)
ResAnDen	5,66 (3,58 – 8,95)	2986 (2714 – 3286)

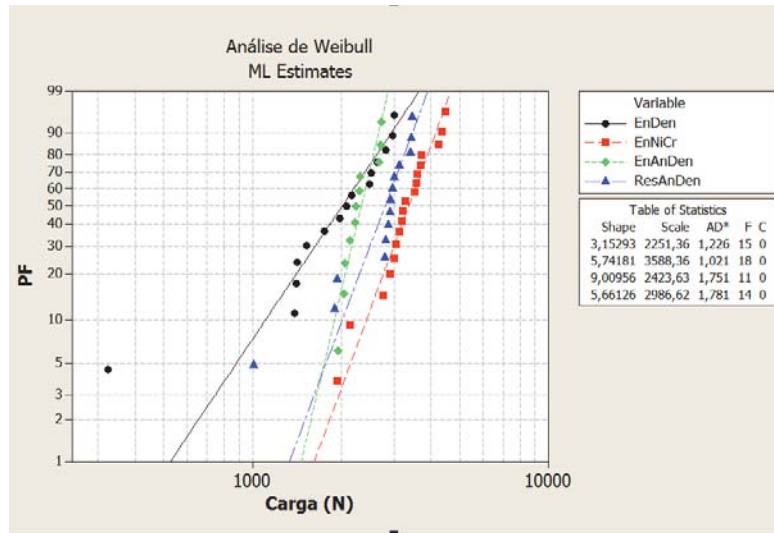


Figura 14. Distribuição de Weibull para os valores apresentados na tabela 2 dos grupos EnDen, EnNiCr, EnAnDen e ResAnDen.

Pela análise realizada, existe diferença entre os módulos de Weibull (m) dos grupos EnAnDen e EnDen. O grupo cimentado sobre o análogo da dentina tem uma confiabilidade maior comparado ao grupo cimentado sobre a dentina. O maior módulo de Weibull entre todos foi obtido pelo grupo EnAnDen. A maior carga característica (L) após fadiga foi obtida pelo grupo EnNiCr, significativamente superior aos demais.

Comparando-se os diferentes tipos de restauração (cerâmica feldspática, PICN e resina laboratorial) cimentadas sobre o mesmo substrato (análogo da dentina), a fratura de todos os CP do grupo com cerâmica feldspática ainda na ciclagem sugere ser esse o grupo menos

resistente. A resistência característica (σ) do grupo ResAnDen foi estatisticamente superior ao grupo EnAnDen.

Os CP do grupo FeAnDen, que fraturaram ainda na ciclagem (100%), tiveram sua maioria (65%) de trincas do tipo radial e 35% de trincas mistas (radial e cônica). No grupo EnRc, os 16 CP que fraturaram na ciclagem tiveram trincas do tipo radial. No grupo EnDen, houveram 4 (20%) trincas radiais e 1 (5%) mista durante a ciclagem. Dos 15 testados sob compressão, ocorreu 1 (5%) fratura catastrófica, quando não foi possível detectar o som da primeira trinca, 8 (40%) trincas cônicas e 6 (30%) trincas mistas. No grupo EnAnDen, dos 9 CP que falharam na ciclagem, 7 tiveram trincas radiais. Dos 11 CP que foram testados em carga compressiva, 3 apresentaram trincas cônicas e 8 trincas mistas. No grupo EnNiCr, dos 18 CP que foram submetidos à carga compressiva, 15 (75%) apresentaram trincas cônicas e 3 (15%) trincas mistas. No grupo ResAnDen ocorreram 6 (30%) trincas na ciclagem, todas radiais. Dos 14 que foram submetidos ao teste monotônico, 2 (10%) apresentaram trinca radial, 4 (20%) trincas cônicas e 8 (40%) trincas mistas.

A frequência de cada tipo de falha conforme os grupos experimentais estão apresentados na Tabela 4, a frequência do tipo da trinca conforme o momento e teste laboratorial realizado está descrito nas tabelas 5 e 6. Os tipos de trincas radial, cônica e mista estão ilustrados nas figuras 15, 16 e 17.

Tabela 3. Tipos de trincas dos CP de todos os grupos em ambos os testes (ciclagem e carga compressiva).

Grupos	Radial	Cônica	Mista (Radial e Cônica)	Catastrófica
FeAnDen	13 (65%)	-	7 (35%)	-
EnRc	18 (90%)	1 (5%)	1 (5%)	-
EnAnDen	7 (35%)	4 (20%)	9 (45%)	-
EnDen	4 (20%)	8 (40%)	7 (35%)	1 (5%)
EnNiCr	1 (5%)	15 (75%)	4 (20%)	-
ResAnDen	8 (40%)	4 (20%)	8 (40%)	-

Tabela 4. Frequência de cada tipo de trinca durante a ciclagem (com o pistão de G10), e durante o teste monotônico de compressão (com o pistão metálico).

Momento da falha	Radial	Cônica	Mista (Radial e Cônica)	Catastrófica
Ciclagem (58, 100%)	47(81%)	1(1%)	10(18%)	-
Compressão (62, 100%)	4(7%)	31(50%)	26(42%)	1(1%)

Tabela 5. Frequência de cada tipo de trinca resultantes do teste de ciclagem mecânica para os CP de todos os grupos experimentais.

Grupos	EnDen	EnRc	EnNiCr	EnAnDen	ResAnDen	FeAnDen
Trincas Radiais	4 (20%)	16 (80%)	1 (5%)	7(35%)	6 (30%)	13 (65%)
Trincas Cônicas	-	-	-	1(5%)	-	-
Trincas Mistas	1 (15%)	-	1 (5%)	1 (5%)	-	7 (35%)

Tabela 6. Frequência de cada tipo de trinca resultantes do teste monotônico.

Grupos	EnDen	EnRc	EnNiCr	EnAnDen	ResAnDen
Trincas Radiais	-	2 (10%)	-	-	2 (10%)
Trincas Cônicas	8 (40%)	1 (5%)	15 (75%)	3 (15%)	4 (20%)
Trincas Mistas	6 (30%)	1 (5%)	3 (15%)	8 (40%)	8 (40%)
Fratura Catastrófica	1 (5%)	-	-	-	-



Figura 15. Trinca radial.



Figura 16. Trinca cônica.



Figura 17. Mista: ocorrência de ambas.

6. DISCUSSÃO

A literatura a respeito da caracterização e das propriedades mecânicas dos materiais restauradores híbridos PICN e sua comparação com outros materiais restauradores já está descrita na literatura. Alberio *et al.* (2015); Argyrou *et al.* (2016); Choi *et al.* (2015), Coldea *et al.*,

(2015); Homaei *et al.* (2016) testaram a resistência à flexão. Coldea *et al.* (2015), Argyrou *et al.* (2016); Della Bona *et al.* (2014) testaram tenacidade à fratura. A resistência ao lascamento de bordo e degradação da resistência por edentação também já foram obtidas, no intuito de comparar o material híbrido aos materiais já consagrados na odontologia por Coldea *et al.* (2013). Aboushelib & Elsafi (2015) & Homaei *et al.* (2016) e Swain *et al.* (2016) testaram a resistência à fadiga. Já a resistência de união de tais materiais foi descrita por Campos *et al.* (2016); Tholey *et al.* (2015); Elsaka (2015); Cekic-Nagas *et al.* (2016).

Existem alguns fatores que influenciam na resistência dos materiais restauradores, alguns deles já citados pela literatura, como a geometria do preparo Corazza *et al.* (2013), o raio de contato da cúspide com o antagonista, a espessura do material restaurador da coroa e o módulo de elasticidade do substrato de apoio do material restaurador (Scherrer, 1993; Kelly *et al.* 2010). Porém, o comportamento do material restaurador híbrido PICN, em especial sua carga de fratura após ciclagem mecânica, não estão bem claros na literatura. Ainda, não há informações a respeito de sua resistência mecânica quando cimentado a substratos diferentes.

O presente estudo avaliou a confiabilidade do material restaurador híbrido PICN (Vita Enamic) cimentado a estruturas com diferentes módulos de elasticidade, através da estatística de Weibull, e essa mostrou que existe diferença no m dos grupos EnAnDen e EnDen. O grupo cimentado sobre o análogo da dentina apresentou uma confiabilidade maior comparado ao grupo cimentado sobre a dentina. Isso pode ter ocorrido porque o substrato dentinário é muito variável, sendo que suas características mecânicas diferem de acordo com as

individualidades de cada pessoa (Mjör & Fejerskov, 1991). Já o análogo da dentina é um substrato padronizado, onde os resultados variaram menos. Mesmo assim, os valores médios dos dois grupos foram semelhantes, por possuírem comportamento físico e adesivo comprovadamente semelhantes (Kelly *et al.*, 2010).

Esse experimento também avaliou os tipos de falhas iniciais que ocorreram nos materiais restauradores. É interessante que os estudos laboratoriais com materiais odontológicos busquem a simulação do ambiente intra-oral. No presente estudo, tomou-se cuidado para que as falhas dos materiais se aproximassem das falhas clínicas. Em vista disso, pistões fabricados com material análogo à dentina foram confeccionados e utilizados para a ciclagem mecânica dos materiais. O resultado foi que a maior parte das falhas ocorridas na ciclagem tiveram seu início a partir de trincas radiais, bastante relevante clinicamente. Um estudo piloto foi realizado para verificar a possibilidade de utilização desses mesmos pistões para o teste monotônico de carga compressiva. O resultado foi que a trinca inicial do material, em virtude das propriedades físicas dos materiais, foi inaudível. Assim, optou-se por realizar o teste monotônico com um pistão de aço inoxidável. Nesse teste, ocorreram trincas cônicas ou mistas (cônica e radial) na maioria dos espécimes testados. Esses achados concordam com alguns estudos Kelly (1999) e Lawn *et al.* (2004), que afirmam que o teste rápido com carga compressiva, mesmo realizado em água, produz uma trinca na superfície do material restaurador (cônica), tendo uma relevância clínica reduzida. Porém, discordando de alguns autores, existe a possibilidade de esse tipo de falha ocorrer no ambiente clínico.

Todos os grupos apresentaram trincas radiais. O grupo

FeAnDen teve predominância de trincas radiais (65%), sendo que todos os corpos de prova desse grupo fraturaram durante a ciclagem. Em vista disso, esse grupo apresentou tendência a ser o grupo mais fraco do estudo. O grupo EnRc também apresentou predominância de trinca radial (85%), sendo que 16 corpos de prova (80%) fraturaram na ciclagem mecânica, sugerindo que, esse grupo tem tendência a ser o segundo grupo mais fraco do estudo. Como já mencionado, o grupo FeAnDen não foi carregado com carga compressiva no teste monotônico. Já no grupo EnRc, apenas 4 (20%) espécimes sobreviveram à ciclagem e foram carregados pelo teste monotônico. Em um estudo realizado por Kelly (1999), onde foram realizadas fractografias de coroas cerâmicas, observou-se que a maioria das falhas ocorrem por trincas radiais, com origem na interface de cimentação.

As fraturas catastróficas, que são a falha de todo o sistema da restauração, também apareceram no presente experimento, porém em uma taxa baixa (EnDen 5%). Nesse estudo, foi utilizado um método de detecção acústico para escutar a primeira trinca. No momento da audição, o ensaio era finalizado, como em um estudo prévio de Yi & Kelly (2011). Esse método tem por objetivo registrar a carga real responsável pelo início da falha do material. No presente estudo, tal método foi bem sucedido, pois não ocorreram fragmentos no corpos de prova, apenas a trinca inicial.

A maior carga característica após fadiga foi obtida pelo grupo EnNiCr, significativamente maior comparada aos demais grupos. Também, esse foi o grupo com maior número de corpos de prova que sobreviveram ao envelhecimento. Assim sendo, o presente experimento sugere que o alto módulo de elasticidade do substrato (NiCr, E 180 GPa)

é mais relevante para a resistência característica da restauração do que sua união adesiva com o substrato, que foi obtida nos demais grupos. Sendo assim, a segunda hipótese do estudo foi rejeitada, uma vez que substratos diferentes produziram modos de falha diferentes. No grupo EnNiCr, por exemplo, 75% das falhas foram cônicas. Enquanto isso, no grupo EnAnDen, a maioria das falhas (40%) foi mista.

Segundo estudo prévio Kelly *et al.* (2010), foram necessárias cargas 2,2 vezes maiores para criar uma trinca na superfície de cimentação para espécimes ligados ao material mais rígido testado por ele. A trinca tipo cone-crack ocorreu com frequência com o pistão de aço inoxidável de ponta plana quando as cargas cíclicas estavam em ou acima de 400 N (500.000 ciclos). Não foram encontradas fraturas tipo cone-crack com o pistão G10 (material análogo da dentina) nos espécimes testados.

Lawn *et al.* (2004) relatou em seu estudo que as falhas de porcelana em metalocerâmicas parecem ocorrer em consequência do comportamento dúctil do metal, que permite que o material de recobrimento flexione e desenvolva um estresse na sua superfície inferior. Isso não ocorreu no presente experimento, onde o PICN apoiado sobre o metal gerou modos de falha cônicos, sugerindo que não houve essa tensão de flexão na superfície interna que causa a trinca radial, porém, a metodologia do estudo do autor (flexão por três pontos) foi diferente da metodologia usada no presente estudo (teste monotônico).

Comparando-se os diferentes tipos de materiais restauradores (cerâmica feldspática, PICN e resina laboratorial) cimentadas sobre o mesmo substrato (análogo da dentina), todos os corpos de prova com porcelana feldspática fraturaram ainda durante a ciclagem mecânica,

apresentando tendência a ser o grupo mais fraco. A resistência característica do grupo de resina laboratorial foi estatisticamente superior ao grupo do PICN Enamic, confirmando parcialmente a terceira hipótese do estudo, de que o tipo de material influencia na resistência à compressão e modo de falha do conjunto.

Em estudos realizados por Weyhrauch *et al.* (2016), onde foi examinada a carga de fratura de coroas feitas de sete tipos de materiais cimentadas sobre pilares de implantes, E.max CAD, Vita Suprinity, PICN e Lava Ultimate mostraram valores significativamente mais elevados de resistência à fratura em comparação com Vitablocs Mark II, Celtra Duo e Empress CAD. A resistência a compressão do PICN seguiu a tendência da resistência a flexão do material, que foi citado em estudos prévios Swain *et al.* (2016); Albero *et al.* (2015) como sendo superior à resistência da cerâmica feldspática. O material restaurador híbrido PICN, no estudo de Leung *et al.* (2015), apresentou um módulo de Weibull superior ao de Vitablocks Mark II e IPS e.max CAD. A existência da fase polimérica nesse material reduz sua fragilidade, parecendo ter influência também na dispersão dos dados. No estudo de Swain *et al.* (2016), os resultados obtidos para PICN foram excepcionalmente consistentes, com módulo de Weibull de aproximadamente 20. No presente estudo, o módulo de Weibull do conjunto PICN, cimento e substrato variou de acordo com o substrato, ficando entre 3,15 e 9,01, uma vez que três materiais e duas interfaces estiveram envolvidos nesse resultado. Já os valores do módulo de elasticidade do PICN são mais baixos do que a maioria dos materiais cerâmicos típicos, com valores situados entre esmalte e dentina. A tenacidade à fratura ($1,09 \text{ Mpa m}^{1/2}$),

obtida através do teste SEVNB, depende do conteúdo de polímero infiltrado na rede de cerâmica (Della Bona *et al.*, 2014).

Os materiais híbridos exibem uma deformação elástica até o período da carga máxima de fratura, diferentemente dos materiais frágeis, que tem alto módulo de elasticidade e incapacidade de se deformar elasticamente. O resultado dos testes do estudo de simulação clínica de Swain *et al.* (2016) foi que nenhuma coroa de PICN (Enamic) falhou, enquanto 6 IPS E.max CAD apresentaram trincas menores e 12 restaurações Vita Mark II revelaram falhas cônicas significativas.

De forma semelhante aos resultados de Swain *et al.* (2016), Aboushelib & Elsafi (2015) relataram que o PICN teve sua resistência mecânica menos influenciada pela fadiga do que os demais materiais cerâmicos testados, provavelmente devido à sua menor fragilidade e maior capacidade de absorver energia até a fratura. No presente estudo, o material PICN foi menos influenciado pela fadiga (55% dos espécimes sobreviventes) do que a porcelana feldspática, sendo que, desse grupo, não houveram espécimes sobreviventes. Além disso, exibiu comportamento parecido com o material resinoso (70% dos CP sobreviveram) quando os mesmos estavam apoiados sobre um mesmo substrato. Quando suportado por metal, o material exibiu um excelente comportamento, pois 90% dos CP sobreviveram aos 500.000 ciclos.

Apesar de um número limitado de estudos existentes na literatura sobre o PICN, os achados indicam um material bastante resistente a degradação com cargas baixas, mais próximas à fisiológica (até 200 N), quando apoiado a um substrato. O aumento da carga aplicada (acima de 500 N) parece beneficiar outros materiais, como o dissilicato de lítio e a zircônia. Porém, conforme relatado por Kelly *et al.*

(2010) é em cargas baixas que a falha radial ocorre, especialmente em restaurações mais finas, como no caso do presente experimento, onde o material restaurador apresentou a espessura de aproximadamente 1 mm.

O presente experimento apresentou alguns aspectos clinicamente relevantes. Um deles é que os testes laboratoriais, tanto de ciclagem quanto o de carga compressiva foram realizados em água na temperatura de 37°C, simulando o ambiente intra-oral. A umidade contribui para o crescimento subcrítica da trinca e degradação dos materiais (Wiederhorn, 1967). Outro fator positivo foi que os materiais foram cimentados a substratos com módulos de elasticidade diferentes, sendo esses, comumente usados clinicamente, sugerindo que restaurações suportadas por metal com E alto, apresenta maior resistência do que os cimentados sobre um material com E mais baixo. Porém, não se pode esquecer do lado estético, principal motivação do surgimento das restaurações cerâmicas *metalfree*. Avaliando por esse lado, as ligas metálicas deixam muito a desejar, quando comparadas ao conjunto pino de fibra de vidro/resina composta. Outro ponto positivo do presente experimento foi a detecção acústica da primeira trinca, preconizado por Yi & Kelly (2011), que permitiu que somente o modo de falha inicial fosse avaliado, sem ocorrer fragmentos ou fratura catastrófica nos CP.

Apesar disso, o presente estudo também apresentou algumas limitações. Uma delas foi o modelo simplificado das amostras, uma vez que já se sabe que a geometria do preparo afeta na resistência dos materiais (Corazza *et al.*, 2013). Outra foi a utilização de dois tipos de pistões, um para a ciclagem mecânica, com E baixo (14,9 GPa), e outro para o teste monotônico, com E muito maior (200 GPa). Apesar de

consistir em uma limitação, a escolha de um pistão metálico para o teste monotônico permitiu a detecção do som da primeira trinca muito claramente, o que não foi possível em um estudo piloto com pistão de G10.

7. CONCLUSÕES

Após a realização do presente estudo, concluiu-se que:

- O substrato interfere na resistência à compressão de um material híbrido (PICN) após sua cimentação com cimento resinoso, aceitando a primeira hipótese do estudo. Os maiores resultados foram obtidos para o grupo com maior módulo de elasticidade do substrato. Testes com o material análogo da dentina geraram dados mais confiáveis do que os dados obtidos com a dentina.
- O modo de falha do material variou de acordo com a substrato de suporte e o momento em que ocorreu a falha (ciclagem ou teste monotônico), rejeitando a segunda hipótese do estudo.
- As três diferentes classes de materiais restauradores utilizadas nesse estudo comportaram-se de forma diferente. Das duas classes que resistiram à ciclagem mecânica (PICN e polímero), o polímero foi responsável pelo valores mais altos de carga compressiva, aceitando parcialmente a terceira hipótese do estudo.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aboushelib, M.N.; Elsafi, M.H. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*, v. 32, n. 4, p.529-34, 2016.
- Albero, A.; Pascual, A.; Camps, I.; Grau-Benitez, M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*, v. 7, n. 4, p.495-500, 2015.
- Alessandretti, R.; Borba, M.; Benetti, P.; Corazza, P.H.; Ribeiro, R.; Della Bona, A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dent Mater*. V.33, n.2, p.191-197, 2016.
- Amoroso, A.P.; Ferreira, M.B.; Torcato, L.B.; Pellizzer, EP.; Mazaro, JVQ.; Gennari Filho, H. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*, v.33, n.2, p. 19-25, 2012.
- Anami, L.C.; Amaral, M. de Melo, R.M. Adesão às cerâmicas odontológicas. *PróteseNews*, v.1, n.3, p.296 - 304, 2014.
- ANUSAVICE, K. J. Phillips, *Materiais Dent rios*. Elsevier, 11. ed., 2005.
- Argyrou, R.; Thompson, G.A.; Cho, S.H.; Berzins, D.W. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent*, v.11, n.6, p.397-403, 2016.
- Awad, D.; Stawarczyk, B.; Liebermann, A.; Ilie, N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. v. 113, p. 534–40, 2014.
- Awada, A.; Nathanson, D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, v. 114, n.4, p.587-93, 2015.
- Bindl, A.; Luthy, H.; Mormann, W.H. Fracture load of CAD/ CAM generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont*, v.16, p. 653, 2003.
- Borba, M.; de Araujo, M.D.; de Lima, E.; Yoshimura, HN.; Cesar, PF.; Griggs, JÁ et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater*, v..27, p.66, 2011.
- Bottino, M.A. *Estética em reabilitação oral metal free*. São Paulo: Artes Médicas; 2002.

Campos, F.; Almeida, C.S.; Rippe, M.P.; de Melo, R.M.; Valandro, L.F, Bottino, M.A. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Oper Dent*, v.41, n.2, p.171-178, 2016.

Caracostea, A.; Morar, N.; Florea, A.; Soanca, A.; Badea, M.E. Simulação de desgaste de dois corpos: Influência sobre alguns biocompósitos de resina dentária direta e indireta - análise. *Acta Bioeng Biomech*, v.18, n.3, p. 61-72, 2016.

Cekic-Nagas, C. I.; Ergun, G.; Egilmez, F.; Vallittu, PK.; Lassila, L.V. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*, v.10, n.16, p.19-20, 2016.

Choi, B.J.; Kim, S.C.; Im, Y.W.; Lee, J.W.; Lee, H.H. Uniaxial and biaxial flexural strengths of resin-composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater*, v.31, p. 31-32, 2015.

Coldea, A.; Swain, M.V.; Thiel, N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, v.26, p.34-42, 2013.

Coldea, A.; Fischer, J.; Swain, M.V.; Thiel, N. Damage tolerance of indirect ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*, v. 31, n. 6, p. 684-694, 2015.

Corazza, P.H.; Feitosa, A.S.; Borges, A.L.; Della Bona, A. Influence of

convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*, v.47, n.3, p.339, 2013.

Craig, R.G.; Peyton, F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of Dental Research*, v.37, p. 710-718, 2004.

De Souza, G.; Braga, RR.; Cesar, P.F.; Lopes, G.C. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J. Appl Oral Sci*, v.23, n.4, p.358-68, 2015.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Della Bona, A. and J. R. Kelly. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, v.139. Suppl:8S-13S, 2008.

Della Bona, A.; Borba, M. All-ceramic restorations on implants. In: Matinlinna JP, editor. Handbook of oral biomaterials. Singapore: Pan Stanford, v..34, p.517, 2014.

Della Bona, A.; Corazza, P.H.; Zhang, Yu. Characterization of a polymer-infiltratedceramic-network material. *Dent Mater*, v..30, p.564 569, 2014.

Desai, P.D.; Das, U.K. Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: an in vitro study. *Indian J Dent Res*, v.6, p.877, 2011.

Elsaka, S.E. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, v.4. n.1. p. 68-76, 2016.

Fernandes, A.S.; Shetty, S.; Coutinho, I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*, v.90, n.62, p.556, 2003.

Garcia, L.F.; Consani, S.; Churata, R.L.M.; Carvalho, F.; Souza, P.P. Indirect resins – historical evolution. *Clin. Pesq. Odontol*, v.2, n.5, p. 407-411, 2006.

Garone, M.G.; Russo, E.M.A.; Netto, N.G. Força de união por tração de uma resina composta a três porcelanas dentais tratadas com ácido fluorídrico. *Rev. odontol. Univ. Cid*, v.18, n.1, p.37-42, 2006.

Gonzaga, C. C.; H. N. Yoshimura, et al. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med*, v.20, n.5, p.1017-24, 2009.

Heintze, S.D.; Ilie, N.; Hickel, R.; Reis, A.; Loguercio, A.; Laboratório Rousson, V. Parâmetros mecânicos das resinas compostas e sua relação com fraturas e desgaste em ensaios clínicos- Uma revisão sistemática. *Dent Mater*, v.33, n.3, 2017.

Ho, G.W.; Matinlinna, J.P. Insights on porcelain as a dental material. Part II: chemical surface treatments Silicon. *Dent Mater*, v.23, n.3,

p.117, 2011.

Homaei, E.; Akbari, M.; Farhangdoost, K.; Tsoi, J.K.; Matinlinna, J.P.; Pow, E.H. Fatigue resistance of monolithic CAD/CAM ceramic crowns on human premolars. *J.ceram int*, v. 29, n. 7, 2016.

Homaei, E.; Farhangdoost, K.; Tsoi, J.K.; Matinlinna, J.P.; Pow, E.H. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, v.59, p. 304-313, 2016.

Hu, M.; Weiger, R.; Fischer, J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater*, v. 32, n.2, p.223-232, 2016.

Isidor, F.; Odman, P.; Brondum, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont*, v.9, v.6, p.131, 1996.

Kelly, JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, v. 81, n. 6, p. 652, 1999.

Kelly, JR.; Rungruanunt, P.; Hunter, B.; Vailati, F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 104, n. 4, p. 228-238, 2010.

Ku, C.W., Park, S.W., Yang, H.S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*, v. 88, p.170-175, 2002.

Lawn, B.R.; Pajares, A.; Zhang, Y.; Deng, Y.; Polack, M.A.; Lloyd, I.K.; Rekow, E.D.; Thompson, V.P. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*, v.25, n.14, p.2885-92, 2004.

Leung, B.T.; Tsoi, J.K.; Matinlinna, J.P.; Pow, E.H. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent*, v.114, n.3, p.440, 2015.

Liu, P.R.; Essig, M.E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, v.29, n.8, p.482, 2008.

Manso, A. P.; Silva, N. R. F. A.; Bonfante, E. A.; Pegoraro, T. A.; Dias, R. A.; Carvalho, R. M. Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. *Dent Clin N Am*, v. 55, n. 2, p. 311-332, 2011.

Martin, N.; Jedyakiewicz, NM.; Fisher, AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater*; v. 86, n. 19, p.77, 2003.

Matinlinna, J.P. Processing and bonding of dental ceramics. In: Vallittu PK, editor. *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*. Cambridge: Woodhead Publishers; 2013, cap. 5.

Mattos, A.M.; Capelli, J.J. Avaliação da superfície da porcelana após a descolagem de braquetes ortodônticos. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial*, v.11 n.5, 2006.

Mjör, I., Fejerskov, O. *Embriologia e Histologia Oral humana. Panamericana*: São Paulo, 1991.

Nakabayashi, N.; Pashley, D.H. *Hibridização dos tecidos dentais duros*. 1.ed. São Paulo: Quintessence, p.129, 2000.

Özarlan, M.M.; Büyükkaplan, U.Ş.; Barutçigil, Ç.; Arslan, M.; Türker N.; Barutçigil, K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*, v. 8, n.1, p.1620, 2016.

Pallesen, U.; Van Dijken, JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci*, v.46, p.239, 2000.

Pamela, S. Stein, J.S.; Haubenreicb, J.E.; Osborne, P.B. Composite resin in medicine and dentistry. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, v.15, p. 641- 654, 2005.

Peterson, I.M.; Pajares, A.; Lawn, B. R.; Thompson, V. P.; Rekow, E. D. Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res*, v. 77, n. 4, p. 589-602, 1998.

Petrini, M.; Ferrante, M.; Su, B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater*, v. 81, n. 4, p.375, 2013.

Plotino, G.; Grande, N.M.; Bedini, R.; Pameijer, C.H.; Somma, F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater*, v.35, n. 23, p. 1129, 2007.

Pollington, S.; Van Noort, R. Manufacture, characterisation and properties of novel fluorocanite glass-ceramics. *J Dent*, v.40, n.17, p. 1006, 2012.

Reis, B.R.; Soares, P.B.F.; Castro, C.G.; Santos Filho, P.C.F.; Soares, P.V.; Soares, C.J. Uso de Coroa em Cerâmica Pura Associada a Pino de Fibra de Vidro na Reabilitação Estética do Sorriso: Relato de Caso. *Rev Odontol Bras Central*, v. 19, p. 50, 2010.

Rodrigues, S. A., Jr., S. S. Scherrer, et al. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater*, v.24, n.9, p.1281-88, 2009.

Rota, E.L.; Efeito do acesso endodôntico com diferentes perdas de estrutura coronária na resistência do remanescente dental. *Rev Pós-Grad*, v.5, n.4, p.259, 1998.

Sailer, I.; Fehér, A.; Filser, F.; Gauckler, L. J.; Luthy, H.; Hammerle, C.

H. F. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, v. 20, n. 4, p. 383-388, 2007.

Sailer, I.; Makarov, N.A.; Thoma, D.S.; Zwahlen, M.; Pjetursson, B.E. All-ceramic or metal ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*, v.31, n.6, p.603-623, 2015.

Santos-Filho, P.C.; Castro, C.G.; Silva, G.R.; Campos, R.E.; Soares, C.J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J*, v. 41, n. 6, p.493-501, 2008.

Scherrer, S.S.; de Rijk, W.G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with diferente elastic moduli. *Int J Prosthodont*, v. 7, n.6, p.462, 1993.

Sjögren, G.; Molin, M.; Van Dijken, J.W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM- manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*, v.17, n.2, p.241, 2004.

Suzuki, S.; Nagai, E.; Taira, Y.; Minekaki, Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. *J Prosthet Dent*, v.88, p.431-436, 2002.

Swain, M.V.; Coldea, A.; Bilkhair, A.; Guess, P.C. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*, v. 32, n.1, p.34-42, 2016.

Tholey, M.J.; Just, B.A.; Fischer, J. Effect of surface treatment on the roughness of all-ceramic materials. *Dent Mater*, v.31, n.1, p.5, 2015.

Touati, B., Aidan, N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*, v. 9, p.108-118, 1997.

Touati, B.; Etienne, J.M. Extensive a esthetic rehabilitation with CAD/CAM all-ceramic crown restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, v. 12, n. 7, p. 661, 2000.

Vanoorbeek, S.K.; Vandamme, et al. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont*, v.23, n.3, p.223-230, 2010.

Weyhrauch, M.; Igiel, C.; Scheller, H.; Weibrich, G.; Lehmann, K.M. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int. J Oral Maxillofac Implants*, v.31, n.2, p.304-309, 2016.

Wiederhorn, S. M. Influence of water vapor on crack propagation in soda-lime-glass. *J Am Ceram Soc*, v. 50, p. 407-14, 1967.

Y, Yi.; Kelly, JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater*, v. 27, n. 12,p.1252,2011

Zimmer, S.; Göhlich, O.; Rüttermann, S.; Lang, H.; Raab, WH.; Barthel, RH. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper Dent*, v. 33, p. 484 487, 2008.

9. ANEXO

- DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA							
Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E ADESIVAS DE MATERIAIS RESTAURADORES APÓS FADIGA							
Pesquisador Responsável: Pedro Henrique Corazza							
Área Temática:							
Versão: 1							
CAAE: 49860715.9.0000.5342							
Submetido em: 09/10/2015							
Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO							
Situação da Versão do Projeto: Aprovado							
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável							
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio							
Comprovante de Recepção:  PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_589664							

Apreciação *	CAAE *	Pesquisador Responsável *	Comitê de Ética *	Instituição *	Situação *	Tipo *	R.C *
--------------	--------	---------------------------	-------------------	---------------	------------	--------	-------

- HISTÓRICO DE TRÂMITES

Apreciação	Data/Hora	Tipo Trâmite	Versão	Perfil	Origem	Destino	Informações
PO	28/10/2015 09:01:20	Parecer liberado	1	Coordenador	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	PESQUISADOR	
PO	28/10/2015 08:58:00	Parecer do colegiado emitido	1	Coordenador	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	28/10/2015 08:30:49	Parecer do relator emitido	1	Membro do CEP	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	19/10/2015 20:22:16	Aceitação de Elaboração de Relatoria	1	Membro do CEP	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	17/10/2015 13:46:40	Confirmação de Indicação de Relatoria	1	Coordenador	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	16/10/2015 15:04:04	Indicação de Relatoria	1	Secretária	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	09/10/2015 16:16:22	Aceitação do PP	1	Coordenador	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	
PO	09/10/2015 15:48:55	Submetido para avaliação do CEP	1	Pesquisador Principal	PESQUISADOR	Universidade de Passo Fundo/ Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação - VRPPG/ UPF	

Effect of supporting substrate on the failure behavior of a polymer-infiltrated ceramic network material

ABSTRACT

Statement of problem. Restorative materials are cemented on different types of substrates, such as dentin, metal and glass-fiber posts with resin-based composite cores.

Purpose. The objective of this study was to evaluate the failure behavior after cycling fatigue of a polymer-infiltrated ceramic network material (PICN, Vita Enamic) cemented on different supporting substrates.

Material and methods. PICN plates (N=80) were obtained from CAD/CAM blocks and cemented with a resin cement to four different supporting substrates (n=20): human dentin (PICNDen); dentin analog (PICNDenAn); nickel-chromium alloy (PICNNiCr); and composite + fiberglass post (PICNRe). For comparison, the fracture behavior of a feldspathic ceramic (Vitablocs Mark II, FeDenAn) and an indirect resin-based composite (Opallis Lab Resin, ResDenAn) cemented to the DenAn substrate were investigated (n=20). Thus, specimens were composed by the restorative material layer (1-mm thick) resin cemented (0.1-mm thick layer) to a 2-mm thick supporting substrate. All specimens were subjected to mechanical cycling (MC) using a pneumatic cycling machine (500000 cycles, 2 Hz, 50 N). Specimens that did not fracture during cycling were tested under compression using a universal testing machine at cross-head speed of 0.5 mm/min until the sound of first crack, detected using an acoustic system. Failure data was statistically evaluated using Weibull distribution.

Results. All FeDenAn specimens fractured during MC. Only four PICNRc specimens survived MC, so their fracture load data were not statistically analyzed. PICNNiCr showed the greatest characteristic load (L_0) value, followed by ResDenAn. Groups PICNDenAn and PICNDen showed lower and similar L_0 , but statistically different Weibull modulus (m). There was a significant relation among experimental group and failure mode ($P < 0.001$). FeDenAn and PICNRc had higher frequency of radial cracks, while PICNNiCr failed from cone cracking.

Conclusions. The supporting substrate influences the failure behavior of PICN. When the substrate had a higher elastic modulus than the restorative material, superior mechanical behavior was observed.

CLINICAL IMPLICATIONS

The polymer-infiltrated ceramic network material performed better when cemented on high elastic modulus supporting substrate. Polymer-content materials bonded to a dentin analog substrate are more resistant than feldspathic ceramic to cyclic loading.

INTRODUCTION

Composites and ceramics are the most popular esthetic restorative materials. Despite of great development of dental composites, their clinical performance is still inferior to ceramic restorations.¹⁻⁴ Ceramic restorations show better color stability and wear resistance compared to composite resin single-tooth restorations.³ However, the brittle behavior and susceptibility to slow crack growth of ceramics may limit the clinical use.^{5,6} Therefore, to optimize the clinical performance of indirect dental restorations, ceramic and resin composite were combined in a single restorative material.⁷ This hybrid material named “polymer-infiltrated ceramic-network” (PICN) presents two interpenetrating

phases: a sintered ceramic network (86 wt%) infiltrated by a resin matrix (14 wt%).⁸⁻¹⁰

Nevertheless, the success of dental restorations is related to several technical and biological factors. Restorative materials are cemented on different types of substrates, such as dentin, metal and glass-fiber posts with resin composite cores, which could affect the restoration mechanical behavior. It is expected that the fracture strength of a restoration increases as the elastic modulus of the substrate increases.¹¹⁻¹⁶ Glass-fiber posts are more esthetic and have lower elastic modulus ($E = 17-40$ GPa) than metal ($E = 89-205$ GPa).¹⁷⁻¹⁹ These commonly used substrates were compared in a systematic review, which suggested that both metal and glass-fiber posts are indicated to restore teeth with remaining coronal walls, and posts with high elastic modulus values are more suitable for teeth with larger destruction (ferrule absence).²⁰ Moreover, metal, such as titanium, can also be found in abutments for implant-supported restorations.

Therefore, different supporting substrates should be used in laboratory simulations to provide a more reliable prediction of the clinical mechanical behavior of dental restorations. Laboratory simulations of clinical failure mechanisms and stress distribution for single crowns suggested a fiber-reinforced epoxy resin material (NEMA G10) as a dentin analog.^{14,21,22} As human teeth offer some challenges to standardization, the use of a dentin analog is desired. Thus, the objective of this study was to evaluate the failure behavior of a polymer-infiltrated ceramic network material (PICN- Vita Enamic) cemented on different supporting substrates testing the hypotheses that (1) the supporting substrate influences the failure behavior of PICN and (2) the restorative material also influences the failure behavior of the structure (restoration/cement/supporting substrate).

MATERIALS AND METHODS

This study was approved by the local Research Ethics Committee (# 49860715.9.0000.5342). Materials used in the study are shown in Table 1.

Plate-shaped specimens (1 mm in thickness) of a restorative material were resin cemented (0.1 mm in thickness) to a supporting substrate (12 mm in diameter and 2 mm in thickness). Three restorative materials were investigated: a polymer-infiltrated ceramic network (PICN) material, a feldspathic porcelain (Fe) and a laboratory resin-based composite (Res). Four substrate materials were used: human dentin (Den); fiber-reinforced epoxy resin (DenAn); fiberglass post + resin-based composite (Rc); and NiCr alloy (NiCr) (Table 1). Specimens of PICN were cemented onto all substrates (PICNDen, PICNDenAn, PICNRc and PICNNiCr) (n=20). Fe and Res specimens were only cemented onto the dentin analog (FeDenAn and ResDenAn) (n=20).

Plates from PICN and Fe were obtained from CAD/CAM blocks using a diamond disc in a metallographic cutting machine (Minitom, Struers), under water cooling. Plates from Res were obtained by inserting the restorative material into a silicone mold (Zetalabor, Zhermack) using the incremental technique. Each 2-mm increment was light-cured for 120 seconds (according to manufacturer's instruction) using a light emitting diode light curing unit (Radii-Cal, SDI Victoria; 1000mW/cm²). The specimens were polished to the final thickness (1 mm) using a polishing machine (DP-10, Panambra-Struers) and SiC abrasive papers (#400, 600, 800, 1200 grits) with constant water irrigation.

NiCr substrate was produced using chemically activated acrylic resin (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co.) inserted into a metallic mold (2 mm in thickness and 12 mm in diameter) and used as a matrix. Before the casting process, acrylic plates were polished to the final thickness (2 mm). The bonding surface of the NiCr specimens was abraded with $\leq 45 \mu\text{m}$ aluminum oxide particles (Polidental Ind. e Com. Ltda; 2.5 bar of pressure) during 20 seconds.

Dentin substrate (Den) was obtained from 20 human teeth (third molars), stored in distilled water. Only the middle third of the crown was used. Thus, each tooth was sectioned twice through the transversal axis using a diamond

disc in a metallographic cutting machine, under water cooling. The first cut (enamel removal) was located 2 mm below the cusp tips, and the second cut was located 2 mm above the cement-enamel junction (root removal). The coronal portion of the pulp chamber was cleaned and filled with resin-based composite.

The Rc substrate was fabricated using fiberglass posts (Fib) and resin-based composite (Mic). The posts were cleaned with 37% phosphoric acid for 30 seconds, water washed and air dried. A silane coupling agent (Prosil, FGM Dental Products) was applied for 60 seconds. Posts were placed at the center of a silicon mold (12 mm in diameter and 18 mm in thickness), and the mold was filled with composite (Mic) and light activated for 20 seconds (Radii-Cal). The final Fib-Mic cylinder was cut into 2.2-mm thickness sections using a cutting machine.

DenAn blocks were obtained by cutting a NEMA G10 cylinder using a diamond disc in a metallographic cutting machine, under water cooling.

Den, Rc and DenAn substrates were polished to the final thickness (2 mm) with SiC abrasive papers (#400, 600 and 800 grits) to obtain flat and parallel upper and lower surfaces. Before cementation, the bonding surface of Den and Rc substrates were etched with 37% phosphoric acid (Condac 37%, FGM Dental Products) for 15 seconds and 20 seconds, respectively. Surfaces were water rinsed for 10 seconds and softly air dried. For DenAn, 10% hydrofluoric acid (Condac porcelana 10%, FGM Dental Products) was applied to the bonding surface for 60 seconds, water rinsed for 10 seconds and air dried. After surface treatment, for Den, Rc and DenAn substrates, an adhesive (Single Bond Universal, 3M Dental Care) was applied for 20 seconds and light-activated for 20 seconds (Radii-Cal).

The bonding surface of the PICN, Fe and Res specimens were etched with 5% hydrofluoric acid (Condac porcelana 5%, FGM Dental Products) for 60 seconds, water rinsed for 10 seconds and air dried. A silane (Prosil, FGM Dental Products) was applied for 60 seconds, air dried and the adhesive (Single Bond Universal) was applied and light-cured as described above.

After the surface treatments, a dual-cured adhesive resin cement (RelyX Ultimate, 3M Dental Care) was applied on the substrate treated surface and the restorative material was placed on the center of the substrate. A special device was used to apply a uniform load of 750 g for 5 minutes and cement excess was removed with a microbrush (FGM Dental Products). Resin cement was light activated (1000mW/cm²) for 40 seconds per side (4 sides).

After 24 hours of storage in 37°C distilled water, all specimens were subjected to mechanical cycling using a pneumatic machine (Biocycle, BioPDI) for 500000 cycles (2 Hz, 50 N), with 37°C distilled water. A G10 piston (DenAn) with a flat tip (3 mm in diameter) was used to apply the load to the center of the specimens. The G10 piston remained in contact with the restorative material surface to avoid impact. After fatigue, all specimens were analyzed using transillumination with blue light to detect cracks.^{23,24}

Specimens that survived mechanical cycling were tested under a compressive load in a universal testing machine (DL 2000, EMIC) (Figure 1). A gradual compressive load was applied by a flat (3 mm in diameter) stainless steel piston, with cross-head speed of 0.5 mm/min, under 37°C distilled water. When the sound of the first crack was detected by an acoustic system (Audacity Sound Editor, Free Software Foundation), the test was interrupted and the failure load (in N) was recorded.

Failure load data were evaluated using Weibull analysis to estimate the characteristic load (L_0) and Weibull modulus (m) of the experimental groups (Minitab 14).

All specimens were analyzed using transillumination, to identify fractographic features.^{23,24} Failure modes were: (1) radial crack: crack originated from ceramic-cement (intaglio) interface (Figure 2-A); (2) cone crack: surface cone crack (Hertzian) originated from the contact area with the piston (Figure 2-B and 2-C); (3) combined failure: when both radial crack (located in the intaglio surface) and cone crack (located in the restorative material surface) were found; (4) catastrophic fracture: complete failure of the specimen, with material

detachment. Chi-square test was used to verify the relation among experimental group and failure mode ($\alpha = .05$).

The critical load for radial cracking (L_R) was calculated for groups that failed from radial cracks using Eq. 1:^{13,16}

$$L_R = \frac{B\sigma d^2}{\log\left(\frac{CE}{E^*}\right)}$$

Equation 1

where σ and E are the flexural strength and elastic modulus of the restorative material, B (1.35) and C (1) are dimensionless constants, and E^* is the effective modulus of cement/substrate layers (Eq. 2).

$$E^* = E_c \left(\frac{E_s}{E_c}\right)^L$$

Equation 2

where E_c and E_s are the elastic modulus of cement and substrate, respectively. L is a dimensionless function (Eq. 3):

$$L = \exp\left\{-\left[\alpha + \beta \log\left(\frac{h}{d}\right)\right]^\gamma\right\}$$

Equation 3

where α equal to 1.18, β equal to 0.33 and γ equal to 3.13, d and h are the thicknesses of the restorative material and cement layer, respectively.

RESULTS

All specimens (100%) from group FeDenAn failed during mechanical cycling. Most specimens (80%) from the group PICNRc failed during fatigue and the surviving specimens (4) were tested in compression, but data were not included in the statistical analysis. As more than 10 specimens survived mechanical cycling on other groups, data were statistically analyzed.

Groups PICNDenAn and PICNDen showed similar characteristic load (L_0) but statistically different Weibull modulus (m), suggesting a greater reliability for DenAn than for Den as a substrate material. PICNNiCr showed the greatest characteristic load (L_0) and the lowest number of failures under fatigue. The L_0 of ResDenAn was statistically greater than PICNDenAn and PICNDen, as their confidence intervals did not overlap (Table 2).

There was a significant relation among the experimental group and failure mode ($P < .001$) (Table 3). Groups PICNRc and FenAnDen, that showed the highest number of failures during fatigue, had higher frequency of radial cracks. Most specimens from group PICNNiCr failed from cone cracking. When tested in compression, radial cracks emanating from the cone cracks at the PICN surface could also be observed (Figure 2-C).

The L_R was calculated for groups PICNDen, PICNDenAn, PICNRc, FeDenAn, which met the requirements of the theory of plates on elastic foundations (the substrate has lower E than the restorative material). Data used for the calculation are presented in Table 4. L_R was lower for groups FeDenAn and PICNRc.

DISCUSSION

The first study hypothesis was accepted as the supporting substrate influenced the failure behavior of PICN. The substrate with the highest elastic modulus (NiCr) resulted in the greatest L_0 after mechanical cycling. In addition, PICNNiCr showed the greatest number of specimens that survived mechanical cycling. These findings agree with a previous report where loads 2.2× higher were required to create a radial crack on the porcelain cemented to NiCr, compared to porcelain cemented to composite.¹⁴

When the supporting substrate has a higher elastic modulus than the restorative material, tensile stresses at the material undersurface are suppressed and the structure is more likely to fail from cone cracking (or quasiplasticity) at

the top surface, as observed for group PICNNiCr (90% of cone cracks).¹² This stress distribution favors the mechanical behavior of the layered structure resulting in higher fracture load values. Therefore, a good mechanical behavior could be expected for PICN restorations cemented onto metallic posts or onto metallic implant abutments.

On the contrary, if the restorative material is bonded to a softer supporting substrate its flexure induces high tensile stresses at the intaglio surface, generating radial cracks. In this situation, critical loads for radial cracking (L_R) can be estimated using the theory of plates on elastic foundations.^{13,16} The lowest L_R values were estimated for groups FeDenAn and PICNRc, that had the highest frequency of failure during mechanical cycling (95% originated from radial cracks). These groups also showed a larger mismatch between the elastic modulus of the restorative material and the substrate, which has been associated to a decrease in L_R of layered structures.^{13,16} Moreover, the heterogeneity of the fiberglass post/composite substrate may also contribute to PICNRc inferior mechanical behavior.

Specimens cemented onto dentin analog (NEMA G10) and onto dentin showed similar L_0 and L_R values as both substrates have similar elastic modulus.¹⁴ Yet, DenAn substrate resulted in greater m value, which may be explained by the structural variability of the dentin substrate, which is not found in the DenAn. The mechanical and physical characteristics of dentin depend on the structural composition and dentin type (dentinal tubules, peritubular dentin and intertubular dentin), which varies between teeth and changes during the person's life or/and by external stimulus.^{17,26} In addition, Den substrate was composed not only by dentin but also by the surrounding enamel layer. Therefore, during compressive loading, a non-uniform stress distribution was induced in PICN due to the mismatch between the elastic properties of dentin and enamel and resulted in secondary surface cracks located in PICN periphery (close to dentin-enamel junction). Thus, the more homogeneous behavior of DenAn substrate support its indication as a replacement material for dentin in

mechanical tests, corroborating with previous studies that showed that its elastic and adhesive properties are similar to dentin.^{14,21}

The different restorative materials bonded to the same supporting substrate resulted in different failure behavior of the structures, accepting the second study hypothesis. As previously mentioned, the structure can be reinforced if the supporting substrate has a higher elastic modulus than the restorative material. Therefore, even though the indirect resin-based composite has lower flexural strength than PICN and feldspathic porcelain (Table 4), it showed superior mechanical behavior as the substrate DenAn is stiffer than the resin-composite investigated.

The same rationale applies for FeDenAn group. A combination of a softer substrate and a high elastic modulus mismatch between materials resulted in all of FeDenAn specimens failing during cycling. In addition, ceramics are susceptible to fatigue and radial cracks may be expected to undergo slow crack growth if water gains access to the flaws in the ceramic undersurface.^{12,25} Additional effects from deformation in soft substrates and cement degradation can be expected to affect the mechanical behavior of the structures.¹² Nevertheless, studies reported that PICN has higher damage tolerance and resistance to fatigue than feldspathic porcelain, which corroborate with our findings.^{9,10}

Mechanical cycling was performed based in clinical parameters, such as bite load (50 N) and frequency (2 Hz), the humidity and human body temperature (37 °C).^{14,24} Radial cracks originated at the intaglio surface were observed for 93% of all specimens that failed in fatigue. Cone cracks and combined failure modes were commonly found in specimens subjected to the compressive load test. This could be explained by the fact that most specimens that survived mechanical cycling were bonded to stiffer substrates (PICNNiCr and ResDenAn) and are more prone to cone cracking. Moreover, the test configuration, in which the compressive load is applied by a metallic piston (high elastic modulus) may increase the stress concentration in the specimen

surface. Yet, although radial cracking at the restorative material intaglio surface may be a principal source of failure, cone cracking at the surface remains a competing mode.¹² Extrapolation to the clinical situation should consider limitations such as the simplified geometry of tested specimens, which neglects the effect of restoration geometry on stress distribution, and the number of specimens (11-18) used for Weibull analysis.

CONCLUSIONS

The supporting substrate influences the fracture load and failure mode of PICN. The substrate with higher elastic modulus resulted in higher fracture load values of PICN. When a softer substrate is used, a small mismatch between the elastic modulus of the different materials of the structure is desired. PICN cemented on dentin analog resulted in more reliable values than cemented on human dentin. Polymer-content materials were more resistant to mechanical cycling than the feldspathic porcelain.

REFERENCES

1. Rodrigues SA Jr, Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater* 2008;24:1281-8.
2. Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent* 2009;34:263-72.
3. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont* 2010;23:223-30.
4. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-4.
5. Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda WG Jr. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med* 2009;20:1017-24.
6. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27:710-21.
7. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-9.
8. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34-42.
9. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent* 2015;7:495-500.
10. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 2016;32:34-42.
11. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462-7.
12. Lawn BR, Deng Y, Miranda P, Pajares A, Chai H, Kim DK. Overview: Damage in brittle layer structures from concentrated loads. *J Mater Res* 2002;17:3019-36.
13. Kim JH, Miranda P, Kim DK, Lawn BR. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *J Mater Res* 2003;18:222-7.
14. Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010;104:228-38.
15. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2013;29:339-47.
16. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013;29:742-51.
17. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007;23:1129-35.
18. Durmuş G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014;112:547-54.
19. Barbosa Siqueira C, Spadini de Faria N, Raucci-Neto W, Colucci V, Alves Gomes E. Evaluation of Mechanical Properties of Glass Fiber Posts Subjected to Laser Surface Treatments. *Photomed Laser Surg* 2016;34:460-66.
20. Sarkis-Onofre R, Fergusson D, Cenci MS, Moher D, Pereira-Cenci T. Performance of Post-retained Single Crowns: A Systematic Review of Related Risk Factors. *J Endod* 2017;43:175-83.

21. Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dent Mater* 2006;22:99-106.
22. Yi YJ, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater* 2008;24:403-9.
23. Alessandretti R, Borba M, Benetti P, Corazza PH, Ribeiro R, Della Bona A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dent Mater* 2016;33:191- 97.
24. Lodi E, Weber KR, Benetti P, Corazza PH, Della Bona A, Borba M. How oral environment simulation affects ceramic failure behavior. *J Prosthet Dent* 2017. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.013. [Epub ahead of print]
25. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27:710-21.
26. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14:13-29.

TABLES

Table 1. Brand name, description and manufacturer information of materials used in the present study.

Legend	Material	Description	Manufacturer
PICN	Vita Enamic	Polymer-infiltrated ceramic network	Vita Zahnfabrik
Fe Res	Vitablocs Mark II Opallis Lab	Feldspathic porcelain Laboratory resin composite	Vita Zahnfabrik FGM Dental Products
DenAn	NEMA G10	Fiber-reinforced epoxy resin – dentin analogue	International Paper
Fib*	Fiberpost	Fiberglass post	FGM Dental Products
Mic*	Filtek Z250 XT	Micro-hybrid dental restorative resin-based composite	3M ESPE
NiCr	Fit Cast	NiCr alloy	Talmax

* Association of Fib and Mic resulted in Rc substrate

Table 2. Number of specimens (n) that failed during mechanical cycling (fatigue) and under compressive load. Mean and standard deviation (SD) values of compressive failure load, Weibull modulus (*m*), characteristic load (*L*₀) and respective 95% confidence intervals (95% CI) for the experimental groups.

Restorative material	Groups	Fatigue	Compressive		<i>m</i> (95% CI)	<i>L</i> ₀ (95% CI)
		failure (n)	load (N) n	Mean (SD)		
PICN	PICNNiCr	2	18	3322 (679)	5.7 (4 - 8.2) ^{ab}	3588 (3296 - 3906) ^a
	PICNRc*	16	4	1512 (1099)	-	-
	PICNDen	5	15	2026 (742)	3.2 (2 - 4.8) ^b	2251 (1905 - 2660) ^c
	PICNDenAn	9	11	2300 (280)	9 (5.7 - 14.1) ^a	2424 (2260 - 2598) ^c
Composite	ResDenAn	6	14	2753 (689)	5.7 (3.6 - 8.9) ^{ab}	2986 (2714 - 3286) ^b
Porcelain	FeDenAn*	20	0	-	-	-

* No quantitative statistical analysis was performed for these groups.

**Values followed by similar letters in the same column are statistically similar.

Table 3. Type of failure for both tests (fatigue and compressive load) for all experimental groups.

Groups (n=20)	Failure types			
	Radial	Cone	Combined (radial and cone)	Catastrophic
PICNNiCr	1 (5%)	17 (90%)	0 (0%)	1 (5%)
PICNRc	17 (85%)	2 (10%)	0	1 (5%)
PICNDen	4 (20%)	8 (40%)	6 (30%)	2 (10%)
PICNDenAn	7 (35%)	11 (55%)	2 (10%)	0 (0%)
ResDenAn	10 (50%)	10 (50%)	0 (0%)	0 (0%)
FeDenAn	14 (70%)	1 (5%)	5 (25%)	0 (0%)

Table 4. Values of strength (σ), elastic modulus (E) and thickness (d) of the restorative materials, elastic modulus (E_c) and thickness of the cement layer (h), elastic modulus of the substrate (E_s), critical load for radial cracking (L_R)

Groups	σ	E	d	E_c	h	E_s	L_R	E^*
	(MPa)	(GPa)	(mm)	(GPa)	(mm)	(GPa)	(N)	E^a
PICNNiCr	180 ^c	37 ^e	1.0	5 ^d	0.01	200 ^d	--	--
^b								
PICNRc	180 ^c	37 ^e	1.0	5 ^d	0.01	10 ^d	40	4.0
							2	
PICNDen	180 ^c	37 ^e	1.0	5 ^d	0.01	18 ^g	63	2.4
							9	
PICNDen	180 ^c	37 ^e	1.0	5 ^d	0.01	15 ^h	54	2.8
An							0	
ResDenA	110 ^d	9 ^d	1.0	5 ^d	0.01	15 ^h	--	--
^b								
FeDenAn	85 ^f	70 ^f	1.0	5 ^d	0.01	15 ^h	15	5.3
							8	

^a E^* is the effective modulus of cement/substrate layers.

^b Did not meet the requirements for L_R calculation.

^c Alberio et al.⁹ (2015)

^d Values obtained from the manufacturer.

^e Della Bona et al.⁷ (2014)

^f Borba et al.²⁵ (2011)

^g Kelly et al.¹⁴ (2010)

^h Yi & Kelly²² (2008)

FIGURES

Figure 1. Monotonic compression test with metal piston performed in 37°C distilled water.

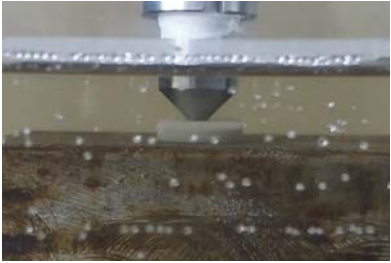


Figure 2. Representative images of the failure modes verified with transillumination (blue light): (A) Radial crack; (B) Cone crack; and (C) Cone crack with radial propagation.



A



B



C