

RICARDO ANTONIO ALPINO RODRIGUES

**EFEITO DA ESPESSURA E DA COR DE UMA CERÂMICA  
DE DISSILICATO DE LÍTIO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE  
CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA**

Faculdade de Odontologia  
Universidade Federal de Minas Gerais  
Belo Horizonte  
2017

RICARDO ANTONIO ALPINO RODRIGUES

**EFEITO DA ESPESSURA E DA COR DE UMA CERÂMICA  
DE DISSILICATO DE LÍTIO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE  
CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA**

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia - área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Profa Dra Monica Yamauti

Coorientador: Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

Faculdade de Odontologia  
Universidade Federal de Minas Gerais  
Belo Horizonte

2017

## Ficha Catalográfica

R696e Rodrigues, Ricardo Antônio Alpino.  
2017 Efeito da espessura e da cor de uma cerâmica de  
T dissilicato de lítio na resistência da união de cimentos  
resinosos à dentina / Ricardo Antônio Alpino Rodrigues. --  
2017.

64 f. : il.

Orientadora: Monica Yamauti .  
Coorientador: Allyson Nogueira Moreira.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de Minas  
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Cimentos de resina. 2. Dentina. 3. Cerâmica. 4.  
Dissilicato de lítio. I. Yamauti , Monica . II. Moreira,  
Allyson Nogueira . III. Universidade Federal de Minas  
Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## FOLHA DE APROVAÇÃO

EFEITO DA ESPESSURA E DA COR DE UMA CERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA

**RICARDO ANTONIO ALPINO RODRIGUES**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, como requisito para obtenção do grau de Mestre, área de concentração Clínica Odontológica.

Aprovada em 13 de julho de 2017, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Monica Yamauti - Orientadora  
FO/UFMG

  
Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Coorientador  
FO/UFMG

  
Prof(a). Marcos Daniel Septimio Lanza  
FO/UFMG

  
Prof(a). Marcelo Giannini  
Universidade Estadual de Campinas

Belo Horizonte, 13 de julho de 2017.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## ATA DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO ALUNO RICARDO ANTONIO ALPINO RODRIGUES

Aos 13 dias de julho de 2017, às 14:00 horas, na sala 3403 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Monica Yamauti (Orientadora) – FO/UFMG, Allyson Nogueira Moreira (Coorientador) – FO/UFMG, Marcos Daniel Septimio Lanza – FO/UFMG e Marcelo Giannini - Universidade Estadual de Campinas, para julgamento da dissertação de Mestrado, área de concentração em Clínica Odontológica, intitulada: **Efeito da espessura e da cor de uma cerâmica de dissilicato de lítio na resistência de união de cimentos resinosos à dentina**. A Presidente da Banca, abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora. Após a exposição oral do trabalho pelo aluno e arguição pelos membros da banca, a Comissão Examinadora considerou a dissertação:

(  ) Aprovado

(  ) Reprovado

Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 13 de julho de 2017.

  
Prof(a). Monica Yamauti

  
Prof(a). Allyson Nogueira Moreira

  
Prof(a). Marcos Daniel Septimio Lanza

  
Prof(a). Marcelo Giannini

## DEDICATÓRIA

À minha família e especialmente a meus pais, Sr. Toinzinho e D<sup>a</sup> Nazaré que mesmo longe, são o alicerce que sustenta cada degrau que alcanço ao longo da minha vida.

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus, pela iluminação dos meus caminhos.

À Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), representada pelo reitor Jaime Arturo Ramírez.

À Faculdade de Odontologia da UFMG (FO-UFMG), representada pelo Diretor Prof. Dr. Henrique Pretti e Vice-diretora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rogéli Tibúrcio

À coordenação do Programa de Pós-graduação da FO-UFMG, na pessoa da Profa. Dra. Isabela Almeida Pordeus, e a toda equipe do Colegiado.

Aos funcionários da FO-UFMG.

Ao corpo docente do Programa em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia.

À minha orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Monica Yamauti, pelo empenho, carinho e dedicação.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira, pelas instruções, atenção e incentivo.

À professora Dr<sup>a</sup>. Claudia Silami de Magalhães pela contribuição e apoio.

Ao professor Dr. Marcos Daniel Septímio Lanza pela ajuda, paciência e aprendizado.

À professora Dr<sup>a</sup>. Carolina Nemesio de Barros Pereira pela contribuição para realização desse projeto.

Aos colegas do Programa de Pós-graduação pela ajuda nos momentos difíceis e pela descontração nas horas vagas.

À 3M, pela doação de alguns dos cimentos utilizados na pesquisa.

“ O insucesso é apenas uma oportunidade  
para recomeçar de novo com mais inteligência.”

*Henry Ford*



## RESUMO

Os cimentos resinosos dual têm uma grande aplicação na cimentação de restaurações indiretas por apresentarem excelentes propriedades mecânicas e estéticas. A transmissão de luz através do material restaurador pode ser atenuada, comprometendo assim as propriedades mecânicas do agente cimentante. O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito de diferentes cores e espessuras de uma cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) na resistência de união de cimentos resinosos à dentina. Cento e dez (110) superfícies dentinárias planas de molares humanos extraídos foram polidas e padronizadas com lixa de SiC #320 e divididos aleatoriamente em dois grupos de cimentos resinosos (RelyX™ U200, 3M ESPE or RelyX™ Ultimate, 3M ESPE). Cada grupo de cimento foi dividido em subgrupos: controle, cor (2 níveis: A2 e A3) e espessura da cerâmica de dissilicato de lítio (2 níveis: 2 mm e 3 mm (n=11)). O procedimento de cimentação realizado de acordo com as instruções dos fabricantes. Utilizou-se uma unidade LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent, 800 mW/cm<sup>2</sup>, por 20 s) para a fotoativação dos cimentos resinosos. A cerâmica foi interposta entre o cimento resinoso e a fonte de luz nos grupos experimentais. No grupo controle não houve interposição de cerâmica. Em cada superfície dentinária foram confeccionadas 2 réplicas de cada subgrupo. Os dentes foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 h. O teste de resistência de união foi realizado em uma máquina de microcisalhamento (Bisco Shear Bond tester, Schaumburg, IL, USA). A carga foi aplicada a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. O modo de fratura foi analisado em lupa estereoscópica com aumento de 32x. Foram obtidas imagens de microscopia eletrônica de varredura das superfícies fraturadas mais representativas. Para cada cimento resinoso, os dados foram analisados através do teste de Kruskal-Wallis (p<0,05) e *post-hoc* testes com correção de Dunn-Bonferroni. Os resultados mostraram que para o cimento resinoso RelyX™U200, as cores e espessuras não afetaram a resistência de união quando comparado com o grupo controle. Para o cimento resinoso RelyX™ Ultimate, houve diferença significativa entre o grupo controle e o grupo A2-3 mm; entre controle e A3/2 mm (p=0,003); e entre controle e A3/3 mm (p=0,001). Pode-se concluir que a cerâmica de dissilicato de lítio não tem efeito na resistência de união do RelyX™U200 à dentina. A união do cimento RelyX™ Ultimate à dentina dependeu

da cor e espessura da cerâmica de dissilicato de lítio. Em geral o valor da resistência de união do RelyX™ Ultimate foi maior que o RelyX™ U200.

**Palavras-chave:** cimentos resinosos; dissilicato de lítio; resistência de união; dentina; cerâmicas

## ABSTRACT

The dual resin cements have been largely used to fix indirect restorations due to their enhanced mechanical and aesthetic properties. The light transmission through the restorative materials decreases, thereby compromising the mechanical properties of luting agent. The objective of the present study was to evaluate the effect of different shades and thicknesses of a lithium disilicate glass ceramic (IPS e.max CAD) on bond strength of resin cements to dentin. One hundred and ten (110) flat dentin surfaces from sound extracted human molars were polished and standardized using 320-grit SiC and randomly divided into two resin cement groups (RelyX™ U200, 3M/ESPE or RelyX™ Ultimate, 3M/ESPE); Each cement group was divided into subgroups: control, color (2 levels: A2 and A3) and thickness of lithium disilicate ceramic of energy (2 levels: 2 mm and 3 mm (n = 11)). (Bluephase, Ivoclar Vivadent, 800 mW / cm<sup>2</sup>, for 20 s) for the production of resin cements, a ceramic for interposition between the resin cement and light source in the experiments groups. The teeth were stored in distilled water at 37 ° C for 24 h. Shear bond strength test was performed on a shear bond testing device (Bisco Shear Bond tester, Schaumburg, IL, USA). The load was applied at 0.5 mm/min to the resin cement and dentin interface until failure. The failure mode was analyzed under stereoscopic with 40x magnification. Scanning electron microscope images were obtained from representative fractured surfaces. For each resin cement data was analyzed by Kruskal-Wallis (p<0,05) with Post-hoc Dunn-Bonferroni correction. The results showed that for cement RelyX™ U200 resin cement, the shade and thickness did not affected the bond strength to dentin when compared to the control group (p=0.103). For RelyX™ Ultimate, there was a significant difference between control and A2/3mm (p=0.001); between control and A3/2 mm (p=0.003); and between control and A3-3 mm (p=0.001) groups. It can be concluded that the lithium disilicate glass ceramic had no effect on the bond strength of RelyX™ U200 to dentin. The bonding of RelyX™ Ultimate to dentin depended on shade or thickness of the glass ceramic. In general, shear bond strength value of RelyX™ Ultimate was higher than RelyX™ U200.

**Key-words:** resin cements; lithium disilicate; bond strength; dentin; ceramics.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 01.</b>	Dente sendo cortado na máquina IsoMet® .....	36
<b>Figura 02.</b>	Polimento da dentina em Politriz Metalográfica .....	37
<b>Figura 03.</b>	Dente incluído em matriz de PVC.....	37
<b>Figura 04.</b>	Polimento manual da superfície dentinária .....	38
<b>Figura 05.</b>	Matriz de teflon para confecção dos corpos de prova e dispositivo Ultradent .....	39
<b>Figura 06.</b>	Inserção do cimento através da seringa Centrix e fotoativação do cimento com interposição da cerâmica .....	40
<b>Figura 07.</b>	Espécime com os corpos de prova .....	40
<b>Figura 08.</b>	Máquina de ensaio Shear Bond Tester .....	41
<b>Figura 09.</b>	Espécime sendo analisado em lupa estereoscópica .....	41
<b>Figura 10.</b>	Amostra dentro do compartimento interno do microscópio JEOL .....	42
<b>Figura 11.</b>	Distribuição percentual do modo de falha entre os grupos do RelyX™ Ultimate .....	45
<b>Figura 12.</b>	Imagem em MEV do RelyX™ U200 (Controle) .....	45
<b>Figura 13.</b>	Imagem em MEV do RelyX™ Ultimate (Controle) .....	46
<b>Figura 14.</b>	Imagem em MEV do RelyX™ U200 (A2-2 mm) .....	46
<b>Figura 15.</b>	Imagem em MEV do RelyX™ Ultimate (A2-2 mm) .....	46

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 01.</b>	Divisão dos grupos experimentais .....	34
<b>Quadro 02.</b>	Materiais, fabricantes e composições.....	35
<b>Quadro 03.</b>	Instruções do fabricante quanto à técnica de uso dos cimentos .....	38

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 01.</b>	Medianas e distâncias interquartílicas da resistência de união de ambos cimentos resinosos.....	44
-------------------	---	----

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

**CAD/CAM** - (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*)  
desenho assistido por computador/fabricação assistida por computador

**E** – módulo de elasticidade

**FT-Raman** – espectroscopia Raman por transformada de Fourier

**G** – grupo

**GC** – grau de conversão

**HAL** – luz halógena convencional / halógena

**HHAL**– luz halógena de alta intensidade

**LED** – *Light Emitting Diode* (diodo emissor de luz)

**LT** – *low translucency* (baixa translucidez)

**mm** - milímetro

**mW/cm<sup>2</sup>** – miliwatt por centímetro quadrado (irradiância)

**NH** – nanodureza

**nm** – nanômetro

**s** - segundo

**U200** – cimento resinoso autoadesivo dual RelyX U200

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	15
2.1 CIMENTOS RESINOSOS .....	15
2.2 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS .....	24
<b>3. OBJETIVOS</b> .....	31
3.1 OBJETIVO GERAL .....	31
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	31
<b>4. HIPÓTESES NULAS</b> .....	32
<b>5. METODOLOGIA</b> .....	33
5.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	33
5.2 SELEÇÃO DOS DENTES .....	33
5.3 TAMANHO DA AMOSTRA .....	33
5.4 MATERIAIS UTILIZADOS .....	35
5.5 PREPARO DOS DENTES .....	36
5.6 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES .....	38
5.7 TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO .....	40
5.8 AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA .....	41
5.9 ANÁLISE EM MEV.....	42
5.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	42
<b>6. RESULTADOS</b> .....	44
6.1 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA .....	44
6.2 ANÁLISE EM MEV .....	45
<b>7. DISCUSSÃO</b> .....	47
<b>8. CONCLUSÃO</b> .....	54
<b>9. REFERÊNCIAS</b> .....	55
<b>APÊNDICE A</b> .....	64
<b>ANEXO I</b> .....	65



## 1 INTRODUÇÃO

A demanda por restaurações estéticas tem resultado em um aumento do uso de materiais cerâmicos, anteriormente restrita apenas ao tratamento em regiões anteriores, e atualmente também abrangendo a região posterior. Vários materiais cerâmicos e novas técnicas têm sido desenvolvidos durante as últimas décadas, uma vez que as propriedades dos materiais cerâmicos tradicionais não eram suficientes para que as restaurações fossem indicadas em regiões extensas e submetidas a forças excessivas (RAUT *et al.*, 2011; KELLY *et al.*, 2011; BARÃO *et al.*, 2010).

A porcelana feldspática foi a primeira a ser empregada na odontologia e até hoje tem grande aceitação clínica. Sua estrutura vítrea é composta basicamente por dois minerais: o feldspato, formando a fase vítrea, e o quartzo, compondo a fase cristalina. Essas fases conferem algumas vantagens às cerâmicas, como excelente estética, alta estabilidade química, baixa condutividade, difusividade e boa resistência ao desgaste. Contudo, apresentam desvantagens como maior dureza em relação ao esmalte dentário, degradação hidrolítica ao longo do tempo e baixa resistência à tração, o que lhe confere a característica de friabilidade, ou seja, fratura sem deformação plástica. Modificadores vítreos, pigmentos e opacificadores são adicionados para controlar as temperaturas de fusão e sinterização, coeficiente de expansão térmica e solubilidade (ANUSAVICE, 2005).

Novos componentes foram adicionados à porcelana para melhorar suas propriedades mecânicas permitindo assim o desenvolvimento de sistemas *metal-free* (livres de infraestrutura metálica) (MENG *et al.*, 2008). Surgiram então, as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam por acrescentar uma maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica convencional, que são compostas basicamente por vidros. Diversos óxidos como a alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircônia têm sido empregados na composição química das cerâmicas, os quais atuam como bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material (AKGUNGOR *et al.*, 2005).

O acréscimo de cristais de dissilicato de lítio à formulação das cerâmicas feldspáticas, dispersos em uma matriz vítrea de forma entrelaçada, favoreceu as propriedades mecânicas sem, contudo, comprometer as propriedades ópticas das cerâmicas vítreas. As cerâmicas de dissilicato de lítio, além de serem indicadas para *inlays*, *onlays*, coroas unitárias e facetas laminadas, também passaram a ser indicadas para próteses fixas de três elementos anteriores até segundo pré-molar (DELLA BONA *et al.*, 2008; HARDER *et al.*, 2010).

Atualmente existe no mercado o sistema de cerâmicas de dissilicato de lítio IPS e.max (Ivoclar), com cristais menores e mais homogêneos do que aqueles presentes em outras cerâmicas, melhorando suas propriedades de tenacidade à fratura e resistência à flexão, o que possibilitou a confecção de prótese parciais fixas monolíticas posteriores (KERN *et al.*, 2012). Outra vantagem desse sistema foi a introdução do processamento computadorizado (CAD/CAM) para a confecção de restaurações indiretas, melhorando assim a precisão na confecção e consequente melhora da adaptação das restaurações indiretas (CONRAD *et al.*, 2007; GUESS *et al.*, 2010).

A possibilidade de fixação adesiva dos materiais restauradores cerâmicos aos tecidos dentários, associada ao sucesso estético de restaurações livres de infraestrutura metálica, impulsionou os avanços no desenvolvimento e na fabricação das cerâmicas odontológicas. Isso resultou em implementações que permitiram melhores propriedades mecânicas, como o aumento da resistência à fratura desses materiais (FISHER *et al.*, 2002).

Quando se utilizam cimentos que requerem irradiação da luz para iniciação do processo de polimerização, alguns fatores como composição, espessura, opacidade e a cor do material cerâmico podem interferir na passagem de luz e, conseqüentemente, diminuir o grau de conversão do agente cimentante fotoativado, limitando o alcance de suas propriedades mecânicas e prejudicando o desempenho clínico da restauração (SHIMURA *et al.*, 2005; MESE *et al.*, 2008; NORONHA FILHO *et al.*, 2010; VALENTINO *et al.*, 2010).

A relação entre translucidez e composição é proporcional para a maioria dos compostos cerâmicos, sendo que cerâmicas com maior conteúdo cristalino

apresentam menor translucidez (Antonson & Anusavice, 2001). O entendimento da translucidez não é importante apenas em função das propriedades estéticas, que irão determinar a correta seleção do tipo de cerâmica de acordo com os dentes vizinhos e de diferentes substratos, mas também para a correta seleção do tipo de cimento resinoso. O sucesso das restaurações cerâmicas depende da durabilidade da união entre a cerâmica/agente cimentante/esmalte/dentina, sendo que a qualidade dessa união depende da adequada polimerização do cimento resinoso (ILIE; HICKEL, 2008).

Os cimentos à base de resina têm uma crescente aplicação na cimentação de restaurações indiretas por apresentarem melhores propriedades mecânicas, físicas, adesivas e, principalmente, proporcionar excelência em estética quando associados às restaurações indiretas livres de metal (ROSENSTIEL *et al.*, 1998; SOARES *et al.*, 2004; MANSO *et al.*, 2011). Os cimentos resinosos podem ser classificados quanto ao método de ativação em quimicamente ativados, fotoativados ou dual, e quanto à forma de adesão ao substrato em cimentos convencionais e cimentos autoadesivos. Os convencionais são aqueles que utilizam um sistema adesivo previamente a sua inserção, enquanto os cimentos resinosos autoadesivos dispensam o emprego do sistema adesivo prévio, sendo ele mesmo responsável pela união com o substrato. Nos cimentos resinosos de polimerização dual, a formação do polímero ocorre após a sensibilização dos fotoiniciadores presentes na composição do cimento, ao mesmo tempo em que o peróxido de benzóila reage com a amina terciária, promovendo a ativação química (PETERS e MEIERS, 1996; PFEIFER *et al.*, 2003). Portanto, para esses cimentos, a iniciação da reação de polimerização por fotoativação promove a fixação inicial da restauração, enquanto a reação por iniciação química busca garantir o máximo de polimerização do cimento resinoso mesmo após a fotoativação e, principalmente, em restaurações opacas e em áreas profundas e internas dos preparos cavitários na qual a luz do aparelho fotoativador não irá incidir no material com intensidade adequada (BLACKMAN *et al.*, 1990; EL-MOWAFY *et al.*, 1999; HOFMANN *et al.*, 2001; PFEIFER *et al.*, 2003). Os cimentos resinosos convencionais apresentam um protocolo de cimentação que requer vários passos sequenciais, que implica na utilização prévia de um sistema adesivo, com o objetivo de um maior embricamento com a dentina, através da formação de uma camada híbrida. Nakabayashi *et al* (1982) descreveram a camada

híbrida como uma combinação resultante da dentina e polímero que pode ser definida como a impregnação de um monômero à superfície dentinária desmineralizada, formando uma camada ácido-resistente de dentina reforçada por resina. A adesão à dentina é considerada mais complexa que no esmalte devido a sua composição orgânica e umidade contida nos túbulos dentinários. A dentina possui regiões com morfologia distinta e variável, o que dificulta o estabelecimento de um protocolo de pré-tratamento padrão (AL-EHAIDEB A e MOHAMMED, 2000).

A aplicação desta estratégia adesiva em que se aplicam vários passos no uso dos cimentos resinosos convencionais pode ser influenciada por vários fatores, como o próprio operador e a qualidade do substrato, do material, e sua temperatura, podendo resultar em falha de união (MAK *et al.*, 2002; DE MUNCK *et al.*, 2004; PAVAN *et al.*, 2010).

Na tentativa de simplificar a técnica de cimentação, eliminando os passos de enxague/secagem e facilitando o procedimento adesivo, um novo grupo de cimentos resinosos foi introduzido no mercado: os cimentos autoadesivos (DELLA-BONA, 2005; RADOVIC *et al.*, 2008; CHAVES *et al.*, 2009; VROCHARI *et al.*, 2009; GUARDA *et al.*, 2010).

Os cimentos autoadesivos são materiais híbridos que combinam características da resina composta e adesivo autocondicionante. A incorporação de monômeros ácidos funcionais a esses cimentos é um componente importante, pois uma eficaz ligação química do material ao dente requer uma matriz com estrutura poliácida. A concentração dos monômeros ácidos nesses materiais deve ser suficientemente baixa a fim de evitar hidrofiliabilidade excessiva no polímero final, mas alta o bastante para alcançar um grau aceitável de caráter autocondicionante e adesivo à dentina e esmalte (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011).

A adesão obtida por esta classe de cimentos é dependente da retenção micromecânica e interação química entre os grupamentos de monômeros ácidos e a hidroxiapatita (GERTH *et al.*, 2006; RADOVIC *et al.*, 2008). Sabe-se que este tipo de cimentos forma uma fraca interação micromecânica e química com o cálcio do dente (BURGESS; GHUMAN; CAKIR, 2010). A alta viscosidade dos cimentos autoadesivos e a presença de espaços vazios em sua camada após a cimentação

resultam na adaptação insuficiente ao substrato dentário. Além disso, a interação entre a superfície dentária e os materiais cimentantes autoadesivos é superficial e irregular, sem desmineralização suficiente da *smear layer* e formação da autêntica camada híbrida, possivelmente sem a formação de *tags* de resina (DE MUNCK *et al.*, 2004; AL-ASSAF *et al.*, 2007).

Vários estudos têm demonstrado a interferência da cerâmica de dissilicato de lítio na transmissão de luz e conseqüente comprometimento das propriedades mecânicas dos cimentos resinosos dual subjacentes. Testes que avaliam o grau de conversão, dureza, módulo de elasticidade e resistência de união entre o cimento e o material restaurador têm sido muito empregados. Porém, ainda existe uma carência de dados sobre a adesão do cimento resinoso ao substrato dentário sob esse tipo de restauração. Dentre os testes mais utilizados para avaliar a resistência de união à dentina existem os testes de microcissalhamento e microtração. O teste de microcissalhamento é considerado mais representativo das situações clínicas e é efetivo para comparação entre os dados de um mesmo trabalho (CARDOSO *et al.*, 1998; FOWLER *et al.*, 1992).

Trabalhos dessa natureza são importantes, pois embora os testes laboratoriais de resistência de união não possam ser extrapolados para o comportamento clínico dos materiais, eles são importantes, porque permitem uma comparação entre tipos de materiais e de procedimentos, fornecendo uma análise prévia da necessidade e até da conveniência de um estudo clínico (SANO *et al.*, 1994).

Dessa forma esse estudo objetivou avaliar a resistência de união de um cimento resinoso dual convencional e outro autoadesivo, fotoativados sob uma cerâmica a base de dissilicato de lítio em diferentes espessuras e diferentes cores através do método de microcissalhamento.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 CIMENTOS RESINOSOS

El-Mowafy *et al.* (2000), avaliaram a influência da espessura de inlays/onlays na dureza em um grupo de 8 cimentos resinoso com polimerização dual. Foram preparados 14 espécimes em forma de disco, com diâmetro de 6 mm e 2,5 mm de espessura, para os seguintes cimentos resinosos: Adherence, Choice, Duolink, Enforce, Lute-It, Nexus, Resionomer e Variolink. Dois espécimes de cada material foram diretamente fotopolimerizados, enquanto o restante foi fotopolimerizado através de espaçadores de resina, com variação de espessura de 1 mm a 6 mm. A polimerização através de espaçadores sempre resultou numa diminuição da dureza (Knoop Hardness Number). Os autores concluíram que o Adherence, Duolink, Lute-It e Variolink tiveram seus valores de dureza reduzidos em 50% ou mais quando a inlay/onlay possuía espessura de 4 mm ou mais, mesmo após uma semana da polimerização dual. Enforce exibiu os maiores valores de dureza, os quais se sustentaram mesmo através da inlay/onlay com 6mm de espessura. Estes valores variaram de 52 KHN na polimerização direta a 46 KHN através do espaçador de 6 mm de espessura.

Soares Mota *et al.* (2003), avaliaram a resistência de adesão de quatro cimentos resinosos em esmalte e dentina bovinos. Quarenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica, desgastados horizontalmente com lixa de carbetto de silício refrigerada por água até expor esmalte (20 dentes) e dentina, na junção amelo-dentinária (20 dentes). Dez espécimes padronizados em forma de cone com 3 mm de diâmetro foram preparados para os seguintes cimentos: Resin Cement, Rely X ARC, Nexus e Enforce. Cinco espécimes de cada material foram cimentados ao esmalte e outros cinco à dentina, utilizando o sistema adesivo respectivo de cada cimento. Após 7 dias de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos ao ensaio de tensão de uma máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. A resistência adesiva foi analisada, diferenciando substrato e material usado, e comparado ao Teste Tukey com nível de significância 0,05. A resistência adesiva (MPa) obtida pelo Resin Cement ( $11,5 \pm$

3,0), Rely X ARC ( $11,4 \pm 3,1$ ), Nexus ( $10,0 \pm 1,4$ ), e Enforce ( $11,8 \pm 2,8$ ), foram estatisticamente a mesma para o esmalte. Já em relação à dentina, a resistência adesiva (MPa) para o Rely X ARC ( $9,6 \pm 1,8$ ), Resin Cement ( $9,3 \pm 0,9$ ), e Enforce ( $7,8 \pm 2,9$ ), foi muito maior do que a do Nexus ( $3,5 \pm 0,8$ ). Os autores concluíram que, apesar das limitações deste estudo, a resistência de tensão adesiva destes cimentos é maior em esmalte do que em dentina, sendo que o Nexus obteve o menor valor ( $P < 0,05$ ).

Carmem Pfeifer *et al.* (2003) analisaram a resistência ao cisalhamento na adesão entre a porcelana e a dentina, avaliando a influência de diferentes adesivos dentinários (de frasco único e frascos múltiplos) associados a dois cimentos resinosos dual, ambos testados em ativação química e ativação dual. Os adesivos testados foram: Prime & Bond NT (nas versões dual e fotopolimerizado), Scotchbond Multi-Purpose Plus, One Step e Single Bond. Os cimentos avaliados foram o Rely X ARC e Enforce. Discos de dentina radicular bovina de 2 mm de espessura tiveram o canal preparado e cones de porcelana foram fixados no seu interior, utilizando os materiais testados de acordo com as especificações do fabricante. O teste de resistência ao cisalhamento ocorreu após armazenagem dos espécimes por 48 horas em água destilada a 37° C. Os autores observaram que os valores de resistência de união variaram de 5,5 MPa a 8,9 MPa quando os cimentos foram testado no modo dual, e de 1,4 MPa a 6,9 MPa com a ativação química. Para os dois cimentos a associação com Primer & Bond NT fotopolimerizado resultou nas menores forças de adesão. Enforce apresentou resultados similares quando usado junto com qualquer outro dos quatro adesivos. Rely X ARC mostrou maiores valores quando associado ao One Step ou Single Bond, este último com valores similares quando Prime & Bond NT com ativação dual e Scotchbond Multi-Purpose Plus foram usados.

Fonseca *et al.* (2004) compararam a influência da ativação química e da polimerização dual (ativação química e fotoativada) na dureza de quatro cimentos resinosos: Scotchbond Resin Cement, Variolink II, Enforce e Panavia F. Em um ambiente escuro, partes iguais das pastas base e catalisadora foram misturadas, inseridas em moldes (4 mm de diâmetro por 2 mm de altura) e submetidas aos seguintes protocolos: Grupo 1- não exposto à luz (ativação química) ou Grupo 2-

fotoativado (ativação dual). Os valores de dureza de Vickers foram medidos após 1 hora, 24 horas e 7 dias do início da espatulação de cada cimento. Para todos os cimentos, o protocolo 1 apresentou menores valores de dureza do que o protocolo 2 respectivo após 1 hora e 24 horas. Após 7 dias, esse comportamento continuou para Variolink II e Panavia F, já para Scotchbond Resin Cement e Enforce não houve diferença estatística entre os dois modos de ativação. Todos os cimentos mostraram um aumento de dureza no período entre 1 hora e 7 dias para os dois grupos. Para o Grupo 1, Scotchbond Resin Cement apresentou o maior valor de dureza, enquanto o Variolink II mostrou o menor valor em qualquer uma das três medições. Os autores concluíram que após 24 horas o cimento quimicamente ativado é capaz de promover dureza similar ao do cimento resinoso dual.

Kumbuloglu *et al.* (2005) avaliaram a resistência ao cisalhamento de vários cimentos resinosos em um substrato de cerâmica de dissilicato de lítio. Foram avaliados os seguintes cimentos resinosos: Panavia 21 e Panavia F (Kuraray), Variolink II (Ivoclar-Vivadent), RelyX Unicem Aplicap e Rely X ARC (3M ESPE) em um substrato de Empress II (Ivoclar-Vivadent). Metade dos espécimes foi armazenada em água, enquanto a outra metade foi submetida a ciclos de termociclagens (n=10). Todos passaram pelo teste de resistência ao cisalhamento em uma máquina de ensaio universal e, posteriormente, todas as superfícies dos espécimes foram analisadas por microscopia eletrônica. Entre os espécimes que não sofreram termociclagem, os maiores valores de adesão foram encontrados no Rely X ARC (28,7 +/- 3,9 MPa), enquanto que para os que passaram pela termociclagem os maiores valores foram obtidos pelo Variolink 2 (23,2 +/- 7,5 MPa). Já os menores valores encontrados nos dois casos foram do Panavia 21. Aparentemente, os ciclos de termociclagem afetaram a resistência ao cisalhamento dos espécimes (P<,05). Os autores concluíram que houve uma diferença significativa entre a resistência de união dos cimentos estudados quando usados em um substrato de cerâmica de dissilicato de lítio.

Shimura, *et al.* (2005) realizaram um estudo no qual avaliaram a influência do método de polimerização e condições de armazenamento na microdureza de cimentos resinosos dual. Foram testados dois cimentos resinosos Panavia F 2.0 (PF, Kuraray Medical, Tokyo, Japan) e Nexus 2 (NX, Kerr, Orange CA, USA). Foram



confeccionados discos com 0,4 mm de espessura x 4 mm de diâmetro utilizando um molde e uma matriz de plástico para deixar a superfície plana. Os espécimes foram divididos em dois grupos: o primeiro foi fotoativado por 20 segundos utilizando aparelho Candelux (J Morita, Kyoto, Japan). O outro grupo foi deixado por 15 minutos em uma câmara escura à temperatura ambiente. Em seguida os espécimes foram removidos da matriz e armazenados em frascos secos ou com 10 ml de água destilada, sendo todos mantidos a 37° C por 24 horas em caixa escura para não ocorrer exposição adicional de luz. Na sequência, os espécimes foram seccionados verticalmente e fixados com resina epóxi. A microdureza foi medida usando o equipamento (ENT-1100, Elionix, Tokyo, Japan) com uma carga de endentação de 0,05 N. Os resultados mostraram que para ambos os cimentos a microdureza foi maior quando foram fotoativados em comparação aos polimerizados quimicamente. Quanto ao armazenamento, a microdureza apresentou-se maior quando armazenados em água.

Giannini *et al.* (2006) avaliaram os efeitos de diferentes modos de polimerização na força de adesão destes sistemas cimentantes dual (adesivo dentinário / cimento resinoso) disponíveis no mercado: All Bond 2 / Duolink (Bisco), Optibond / Nexus 2 (Kerr), Optibond Solo / Nexus 2 (Kerr) e Bond1 / Lute-It (Pentron). Coroas de terceiros molares humanos foram seccionadas transversalmente até um plano de dentina ser criado. Os sistemas descritos foram aplicados (fotopolimerizados, ativação química ou polimerização dual) para cimentação de discos de resina com 2mm de espessura nestas superfícies. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas, seccionados e submetidos à força de tensão em uma máquina de ensaio universal e análise de variância. Os resultados mostraram não haver diferenças na força de adesão entre os sistemas fotopolimerizados. Entre os produtos apenas ativados quimicamente, o sistema All Bond 2 / Duolink (Bisco) obteve o maior valor. Os autores concluíram que, para maioria dos sistemas cimentantes adesivos dual, a resistência de adesão é maior quando estes são fotopolimerizados do que quando apenas ativados quimicamente.

Calgaro *et al.* (2013) avaliaram o efeito da fotoativação através da cerâmica sobre o GC e microdureza Knoop dos cimentos resinosos Variolink II (dual) e RelyX Veneer

(fotoativado). Os cimentos resinosos foram fotoativados através das cerâmicas feldspática, e.max LT, e.max MO, alumina infiltrada e zircônia policristalina com 1.5 e 2 mm de espessura, cor A2. O GC foi analisado por espectroscopia FTIR, sob dois protocolos de obtenção do espectro do cimento dual não polimerizado: I) manipulação das pastas base e catalisadora e análise imediata; II) filmes finos de pasta base e catalisadora analisados separadamente e uma média foi obtida. Filmes finos (0,1mm) de cada cimento foram fotoativados por 40 segundos com as cerâmicas interpostas utilizando-se LED (Translux Power Blue, 1000 mW/cm<sup>2</sup>). KHN foi avaliada utilizando-se espécimes cilíndricos (n=5) dos cimentos fotoativados através das cerâmicas (10g por 10s, 5 endentações por corpo de prova). O cimento fotoativado apresentou maior GC (61,9%) que o dual (55,7%). O GC variou como se segue: feldspática (65.4%), e.max-HT (65.1%), e.max-LT (61.8%), e.max-MO (60.9%), ZR (54.8%), e alumina (44.9%). KHN do cimento fotoativado foi menor (22,0) que do dual (25,6) e os valores foram maiores para o cimento fotoativado sob as cerâmicas de 1,5mm (26,2) em relação à espessura de 2 mm (21,3). Quanto aos protocolos para a obtenção dos espectros iniciais dos cimentos não polimerizados, houve diferença apenas em três grupos considerando-se ambos os métodos apropriados. As propriedades físicas e mecânicas dos cimentos resinosos podem ser afetadas pela espessura e microestrutura do material cerâmico interposto durante a fotoativação. Houve uma correlação positiva entre os valores de GC e KHN.

Lopes *et al.* em 2015, ao verificar o grau de conversão, a microdureza Vickers e o módulo de elasticidade de diferentes cimentos resinosos fotoativados através de diferentes sistemas cerâmicos, utilizou os cimentos dual Allcem (FGM), Joinvile, SC, Brazil; Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e relyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany). Também foi testado o cimento quimicamente ativado Multilink (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Os cimentos foram fotoativados através dos seguintes sistemas cerâmicos: feldspática (Noritake EX 3; Kuraray, Miyoshi, Chugoku, Japan), dissilicato de lítio (IPS e-max Press LT; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e zircônia (Lava All-Ceramic System; 3M ESPE, Seefeld, Bavaria, Germany) com cobertura feldspática (Noritake EX 3). Os cimentos foram fotoativados através de discos de cerâmica com o aparelho (Optilux 501 a 650 mW/cm<sup>2</sup> por 120 s). Para determinar o grau de conversão foi realizada a

espectroscopia por infravermelho com transformada de Fourier (ATR/ FTIR Vertex 70; Bruker, Ettlingen, Germany). A microdureza e o módulo de elasticidade foram medidos por teste de endentação dinâmica (Micro Indentation Tester; CSM, Peseux, Switzerland). Os resultados mostraram que o fator tipo de cimento foi significativo para o grau de conversão, porém o fator tipo de cerâmica não apresentou significância. O teste de correlação de Pearson revelou moderada correlação entre o grau de conversão e a dureza Vickers e também entre o grau de conversão e o módulo de elasticidade. Porém, apresentou forte correlação entre a dureza Vickers e o módulo de elasticidade. Os cimentos resinosos dual desempenharam melhor que o cimento resinoso quimicamente ativado em todas as propriedades estudadas.

Kuguiimiya *et al.* (2015) avaliaram a nanodureza dos cimentos resinosos dual RelyX U200 e RelyX ARC fotoativados por dois tipos de LED (convencional EliparFreelight 2 LED; Bluephase LED Poliwave, 380 a 515 nm) e um Laser AccuCure 3000 (n=5). Discos de 2mm de espessura, na cor A2, da cerâmica IPS e.max Press e da resina SR Adoro (ambas Ivoclar/Vivadent) foram cimentados à dentina coronária bovina. Um grupo controle positivo foi fotativado sem a interposição da restauração e um controle negativo não recebeu fotoativação. Os espécimes foram seccionados longitudinalmente e armazenados a 37°C por 7 dias em água destilada e submetidos ao teste de nanoendentação (carga de 100mN). A dureza dos cimentos resinosos foi negativamente influenciada pela presença das restaurações e não houve diferença entre os materiais. Não houve diferença entre o LED convencional e o Poliwave e ambos foram superiores ao laser. O cimento convencional ARC apresentou maiores valores de dureza que o U200. A fotoativação direta gerou maiores valores de dureza, independentemente do tipo de cimento ou de fonte de luz. Concluiu-se que a fotoativação é requerida durante a cimentação de restaurações estéticas para garantir a adequada polimerização dos cimentos resinosos dual.

Watanabe *et al.* (2015) avaliaram a eficácia de diferentes fontes de luz na microdureza do cimento resinoso dual Clearfil Esthetic (Kuraray) através da cerâmica VITABLOCS Mark II, cor A2 (Vita Zahnfabrik) com diferentes espessuras (1, 2 e 3mm). Uma fonte de luz halógena (Jet Lite 3000, Morita, 860 mW/cm<sup>2</sup>), um LED de segunda geração (Demi, Kerr, 1.812 mW/cm<sup>2</sup>) e dois LED de alta

intensidade (Pen Cure 2000, Morita, 2.790 mW/cm<sup>2</sup>; Valo, Ultradent, 3.337 mW/cm<sup>2</sup>) foram testados. O cimento foi irradiado diretamente ou através da cerâmica (por 5, 10, 15 ou 20 segundos para as unidades de LED de alta intensidade e 20, 40, 60, ou 80 segundos para os demais aparelhos). Para todas as unidades de luz, as condições de polimerização apresentaram efeito estatisticamente significativo sobre o KHN do cimento irradiado. O KHN diminuiu com o aumento da espessura da cerâmica e com a diminuição do tempo de irradiação. Jet Lite 3000 alcançou valores de dureza comparáveis ao controle sem cerâmica somente com a espessura de 1mm. Para espessuras de cerâmica  $\geq 2$ mm, as unidades LED (exceto PenCure 2000, 3mm) foram capazes de alcançar valores de dureza comparáveis ao controle quando o tempo de irradiação foi aumentado. Numa espessura de 3 mm, a irradiação por 20 segundos com Valo ou 80 segundos com Demi produziram valores de dureza equivalentes aos produzidos pela irradiação direta. Independentemente do tipo de fonte de luz, a irradiação através da cerâmica resultou em valores de dureza menores em comparação com a irradiação direta. Unidades de LED de alta intensidade necessitam de um período de irradiação mais curto do que a unidade halógena e o LED de segunda geração para obter valores de dureza semelhantes aos observados durante a irradiação direta do cimento resinoso.

Öztürket *al.* (2015) avaliaram as propriedades mecânicas do cimento resinoso Variolink Veneer em 4 cores diferentes de alto ou baixo valor (HV+1, HV+3, LV-1, LV-3) fotoativado (LED Bluephase, 1200mW/cm<sup>2</sup>, 20s) através de cerâmica vítrea reforçada por leucita (IPS Empress CAD) nas cores A1 e A3 e espessuras de 1 e 2mm, além do controle fotoativado sem interposição da cerâmica. Após armazenamento por 24h a 37°C em água destilada, foram avaliados o módulo de endentação (ME), a microdureza Vickers (VHN) e o creep (Cr) utilizando-se microdurômetro endentador automático (Fisherscope H100C). Foram feitas 10 endentações em cada corpo de prova (n=3) à taxa de 0.4 mN a 30 mN e microdureza a 30 mN por 30 segundos. A cor do cimento teve maior efeito sobre as propriedades mecânicas dos cimentos, seguida da espessura da cerâmica. Os cimentos com a cor mais clara expressaram ME e VHN mais altos e menor Cr comparados aos cimentos de cores mais escuras. A cor da cerâmica teve menor influência sobre as propriedades micromecânicas do cimento avaliado.

Ebrahimi-Chaharom *et al.* (2017) analisaram o efeito de diferentes concentrações de um inibidor de metaloproteinase na resistência de união ao cisalhamento de cimentos resinosos auto adesivos à dentina. Foram utilizados pré-molares humanos, os quais tiveram as faces vestibular e lingual cortadas para exposição da dentina. Os dentes foram divididos em três grupos de acordo com a concentração do inibidor utilizado (galardin Sigma, Dorset, UK): sem adição de galardin (controle), galardin em alta concentração (0.2 mmol), galardin em baixa concentração (5 µmol). Foram testadas duas marcas de cimentos auto adesivos (Rely-X Unicem (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) e Speed CEM (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany). Foram confeccionados discos de resina, os quais foram cimentados na dentina com determinado cimento e com ou sem aplicação de galardin na superfície dentinária. Após a cimentação os espécimes foram mantidos em água destilada a 37° C por 24 horas. Em seguida foram submetidos ao teste de resistência de união ao cisalhamento utilizando a máquina universal (Hounsfield Test Equipment, Model H5KS, Surrey, UK) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que a resistência de união foi maior quando se usou o galardin em alta concentração e também foi maior para o cimento RelyX Unicem, quando comparado ao cimento Speed CEM. Concluiu-se que o galardin possui um grupo alcoólico em sua composição. O álcool diminui o diâmetro das fibras colágenas e aumentou os espaços entre as fibras facilitando a penetração de monômeros resinosos na camada híbrida.

Em 2017, Lorenzoni *et al.* realizaram um estudo onde avaliaram a resistência de união de um cimento resinoso à dentina usando diferentes sistemas adesivos. Molares humanos tiveram a dentina exposta e foram divididos em sete grupos de acordo com o sistema adesivo utilizado: G1 – condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37% (Dentsply, Konstanz, Germany), associado com um sistema adesivo de três passos (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA); G2 - condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37% (Dentsply, Konstanz, Germany), associado com um sistema adesivo de três passos (OptiBond™ FL, Kerr, Orange, CA, USA); G3 – condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37%, associado com um sistema adesivo de três passos (All-Bond 3®, Bisco, Schaumburg, IL, USA); G4 - condicionamento ácido total com ácido

fosfórico 37% (Dentsply, Konstanz, Germany), associado com um sistema adesivo de dois passos (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA); G5 – sistema autocondicionante 1 passo (Bond Force, Tokuyama, Osaka, Japan); G6 – condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37% (Dentsply, Konstanz, Germany), associado com um sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) em dentina úmida; G7 – condicionamento ácido total com ácido fosfórico 37% (Dentsply, Konstanz, Germany), associado com um sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) em dentina seca. Todas as superfícies foram fotoativadas por 20 segundos (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, USA) a uma distância de 0.5 cm. Em seguida um incremento cilíndrico do cimento resinoso (Duo-Link, Bisco, Schaumburg, IL, USA) foi colocado na dentina hibridizada e fotoativado por 40 segundos com LED (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, USA). Os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento na máquina de ensaio (EMIC DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brazil) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Na sequência todos espécimes passaram por avaliação do padrão de fratura em lupa estereoscópica (40X). Os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significante entre os grupos G3 e G4 e foi verificada alta prevalência de fratura adesiva seguida de mista e coesiva em dentina. Concluiu-se que a técnica e o sistema adesivo podem afetar a resistência de união do cimento resinoso à dentina.

Koodaryan *et al.* (2017) desenvolveram um estudo em que avaliaram o efeito do método de limpeza e do tipo de cimento resinoso na resistência de união ao cisalhamento do cimento em restaurações recimentadas. Incisivos centrais humanos extraídos tiveram a dentina exposta e foram divididos em dois grupos de acordo com o cimento utilizado: Panavia F2.0 e RelyX Ultimate. Blocos de níquel-cromo foram cimentados à dentina usando cada cimento e fotoativado por 40 segundos com LED (Astralis7, Ivoclar, Vivadent, Schann, Lichtenstein) e na sequência foram submetidos à termociclagem. O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado a 0,5 mm/min. Após a fratura, os blocos de metal foram limpos com jato de alumínio e os dentes de cada grupo foram subdivididos em dois subgrupos de acordo com o método de limpeza da dentina pós-fratura: com broca de carbide ou com pedra pomes e água. Os blocos foram recimentados e submetidos novamente ao teste de cisalhamento. Os resultados mostraram que a

resistência de união inicial do cimento Panavia foi significativamente maior que RelyX ultimate. Tanto o cimento Panavia quanto RelyX Ultimate na recimentação quando a dentina foi limpa com broca apresentaram maior resistência de união que a inicial. Concluiu-se que a recimentação com Panavia se mostrou mais eficiente que RelyX Ultimate. Além disso, a limpeza da dentina com broca de carbide aumentou a resistência de união do cimento à dentina.

## 2.2 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Antonson e Anusavice (2001) avaliaram quatro cerâmicas de subestrutura (Procera e Dicor – comerciais – e BAS e Canasite – experimentais) e quatro cerâmicas de recobrimento (Ceramco, Finesse, Duceram FLC e Vita VMK 68) nas espessuras de 0.7, 1.1, 1.25 ou 1.5mm. A correlação entre espessura e translucidez da cerâmica foi determinada pela comparação dos valores do coeficiente de determinação R<sup>2</sup> obtidos a partir de uma análise de regressão linear. R<sup>2</sup> é uma medida de ajustamento de um modelo estatístico linear generalizado em relação aos valores observados. Varia entre 0 e 1, indicando, em percentagem, o quanto o modelo consegue explicar os valores observados. Quanto maior o R<sup>2</sup>, mais explicativo é o modelo, melhor ele se ajusta à amostra. Houve diferença significativa entre os valores médios da taxa de contraste dos materiais. A cerâmica de subestrutura menos opaca, em todas as espessuras, foi o Dicor e a mais opaca foi o Procera. Entre as cerâmicas de cobertura, a mais translúcida foi a Ceramco e a menos translúcida a Duceram, em todas as espessuras. Os valores da taxa de contraste foram significativamente diferentes para a espessura de 1.5mm em todos os grupos avaliados, sendo a cerâmica experimental a mais translúcida. A relação entre taxa de contraste e espessura foi linear para todas as cerâmicas, exceto para a Vita VMK.

Avaliando a transmissão de luz através de uma cerâmica em um estudo piloto, Rasseto *et al.* (2004) utilizaram três unidades de fotoativação: halógena convencional (3M Unitek), plasma arc (Apollo 95E) e halógena de alta intensidade (Kreativ Kuring Light Model 2000). A transmissão de luz foi feita através de discos do sistema Procera All Ceram (Nobel, Biocare) com espessura de 0.25, 0.4 e 0.6 mm. Também foi realizada a transmissão através de discos de cerâmica feldispática

(Ceramco II), porcelana (Vitadur Alpha) e cerâmica prensada (IPS Empress). Os resultados mostraram que a transmissão de luz através do sistema Procera diminuiu com o aumento da espessura do material nas três unidades de fotoativação. No entanto a diferença não foi significativa quando se utilizou os aparelhos da Kreativ e 3M. Concluíram que a transmissão de luz através da cerâmica pode ser influenciada pela espessura do material e que o uso de luz halógena convencional pode ser insuficiente para completa polimerização do agente cimentante.

Peixoto *et al.* (2007) realizaram um estudo em que compararam o efeito da cor e espessura da cerâmica na transmissão de luz. Foram utilizados cento e vinte e oito discos da cerâmica Duceram<sup>®</sup> (Degussa) em quatro espessuras diferentes (1,5; 2,0; 3,0; 4,0 mm) e oito tonalidades diferentes (A1, A4, B1, B4, C1, C4, D2, D4). Foram comparadas duas fontes de luz (Optilux, modelo 401 e 403 (Demetron/Kerr). Os resultados mostraram que não houve variação estatisticamente significativa entre os dois modelos de fonte de luz e que as tonalidades A1 e D2 e espessura 1,5 mm apresentaram maior taxa de transmissão de luz (8%), enquanto as tonalidades A4, B4 e C4 e espessura 4 mm apresentaram as menores taxas (0,5%). Concluíram que na mesma tonalidade, a transmissão de luz diminuiu com o aumento da espessura e que em espessuras maiores as diferentes tonalidades apresentaram diferenças estatisticamente mais significantes. Isso ocorre porque o bloqueio de luz está mais associado à espessura do que a tonalidade em amostras mais espessas.

Em 2008, Pazin *et al.* avaliaram o efeito da espessura e o modo de polimerização na transmissão de luz através de um material reforçado com leucita e a polimerização de um cimento dual. Foram confeccionados discos de cerâmica IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) na cor A3 e espessuras 0.7, 1.4 e 2.0 mm. O cimento Variolink II (Ivoclar Vivadent) foi fotoativado através da cerâmica e também sem a cerâmica (controle) utilizando lâmpada halógena (XL2500; 3M ESPE) ou LED (Ultralume5; Ultradent Products, South Jordan, UT, USA). Também foi realizada cimentação somente com a pasta base que contém o foto-iniciadore. Ainda foi feita a polimerização somente química isolando o cimento de qualquer exposição a luz. A microdureza Knoop foi medida usando a máquina (HMV-2; Shimadzu, Tokyo, Japan) sob carga de 50 g por 15 s. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as duas unidades de fotoativação,



porém houve diferença na microdureza entre as diferentes espessuras: os cimentos fotoativados através das espessuras 1.4 e 2 mm apresentaram menor dureza. O cimento ativado de forma dual ou somente fotoativado apresentou similaridade na espessura 0,7. O cimento quimicamente ativado apresentou-se também similar entre o grupo controle e as espessuras 1.4 e 2 mm. Concluiu-se que a polimerização do cimento resinoso dual depende da espessura da cerâmica, enquanto a fonte de luz não apresenta um efeito significativo.

Ao realizar uma avaliação espectrofotométrica da influência ótica de núcleos de resina em restaurações de cerâmica pura, Li *et al* em 2009 utilizaram as cerâmicas Empress2, In-Ceram e Vita Mark 2 nas cores A1 e A3 sobre diferentes cores de núcleos de resina composta. As cores da combinação cerâmica/resina foram medidas através de um espectrofotômetro PR-650 Spectra Scan, equipado com lentes MS-75 e SL-0.5x (Photo Research Inc., Chatsworth, USA) e comparadas com a escala Vita Lumin (Vita Zahnfabrik, BadSäckingen, Germany). Os resultados mostraram que as cores foram significativamente influenciadas pela tonalidade da resina composta, o que fez concluir que o uso da escala Vita Lumin não atinge com precisão a replicação da cor pretendida.

Em 2011, Kilinc *et al.* também avaliaram o efeito da espessura e da cor de cerâmicas na polimerização de cimentos fotoativados e dual. Foram testadas três marcas de cimentos resinosos: Appeal/Ivoclar, Calibra/Dentsply e Nexus2/Kerr. Os cimentos foram fotoativados por 40 s utilizando o aparelho Flashlite1401/Discus Dental através de discos da cerâmica IPS (Empress Esthetic/Ivoclar) em diferentes tonalidades (ETC1, ETC2, ETC3, ETC4) e diferentes espessuras (1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm). A transmissão de luz através da cerâmica foi medida usando um radiômetro (Demetron, Kerr). A microdureza Vickers foi mensurada através do aparelho (Micromet/Buehler). Os resultados mostraram que na espessura 3 mm a microdureza foi significativamente menor em todos grupos fotoativados e dual. Os valores de microdureza nos grupos fotoativados foram significativamente inferiores quando comparados aos grupos dual. Os grupos controle tiveram maior valor de microdureza que os demais grupos. Concluiu-se que a espessura da cerâmica tem mais influência na polimerização que a tonalidade. Espessuras de 3 mm ou acima

apresentam maior adversidade na polimerização, por isso 3mm foi considerado como limite crítico.

Em 2011, Shiraishi *et al.* realizaram um estudo onde compararam os parâmetros óticos da cerâmica de base para dentina VM7<sup>®</sup> M-shade (VITA, Germany) para restaurações de cerâmica pura. Discos de cerâmica com 1 mm de espessura foram confeccionados em cada tonalidade M (3D - MASTER<sup>®</sup>). A transmitância e a refletância foram coletadas sob comprimento de onda de 360-740 nm sob iluminação padrão D 65 usando um espectrofotômetro controlado por computador (CM-3600d, Konica Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japan). Também foi analisada a influência da composição química nos parâmetros óticos da cerâmica. Para isso, foi utilizado um espectrômetro por fluorescência de raio X (XRF-1700, ShimadzuCo., Kyoto, Japan). Os resultados mostraram que a transmitância e a refletância em baixo comprimento de onda diminuiu com o aumento do croma ( M1, M2, M3) quando comparou-se o mesmo valor. A transmitância e a refletância diminuíram com o aumento do valor quando comparou-se o mesmo croma. A relação entre a composição química e os parâmetros óticos mostrou que tonalidades de maior croma e menor valor são ricas em óxido de ítrio e óxido de zircônio. Conclui-se que o acréscimo de óxidos de metais na cerâmica permite o controle da opalescência e esse parâmetro pode ser usado para replicar a opalescência encontrada na dentina e esmalte do dente natural.

Para analisar a dureza de um cimento resinoso dual fotoativado através de uma cerâmica de dissilicato de lítio, Zhang X & Wang F (2011) utilizaram discos da cerâmica (IPS e.max Press MO1, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Austria) nas espessuras 1, 2 e 3 mm. A intensidade de luz ( $mW/cm^2$ ) de um fotoativador convencional halógeno (Elipar 2500, 3M ESPE, USA) foi mensurada inicialmente sem interposição dos discos de cerâmica e depois interpondo os discos de 1, 2 e 3 mm sucessivamente. O cimento resinoso dual (Panavia F, Kuraray Co.,Ltd., Osaka, Japan) foi fotoativado sem interposição e também com as diferentes espessuras de cerâmicas durante os seguintes tempos: 10, 20, 30, 40, 50 e 60 segundos. A dureza Vickers do cimento foi medida usando a máquina de teste Shimadzu HMV2 hardnesstester (Newage Testing Instruments, Inc.,Southampton, PA, USA) aplicando uma carga estática de 100 gramas por 30

segundos. Os resultados mostraram que a intensidade de luz medida através da cerâmica diminuiu com o aumento da espessura. Na avaliação da dureza do cimento sem interposição de cerâmica foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os tempos de fotoativação de 10 e 30 segundos. Já quando se aumentou o tempo para 40, 50 e 60 segundos, esses não influenciaram a dureza de forma significativa. Na avaliação da dureza com interposição da cerâmica, quando foi utilizado um tempo de fotoativação de 10 ou 20 segundos mostrou uma diminuição significativa nas espessuras 1 e 2 mm enquanto que nos tempos 30, 40, 50 e 60 segundos a diminuição só foi significativa na espessura de 3 mm. Na cerâmica de 1 mm não houve aumento na dureza quando fotoativado em tempo superior a 30 segundos. Com a espessura 2 mm já não houve aumento da dureza quando fotoativado em tempo acima de 40 segundos. Já com a espessura 3 mm houve aumento até os 60 segundos de fotoativação. Exceto para o tempo de exposição de 10 segundos nas espessuras 2 e 3 mm, todas as outras condições do experimento apresentaram aumento significativo na dureza em relação ao modo de auto polimerização (sem fotoativação). Concluiu-se que a espessura da cerâmica e o tempo de exposição da luz influenciam na polimerização do cimento resinoso e que em espessuras maiores pode ser necessário aumentar o tempo de exposição para ter uma polimerização completa.

Wang *et al.* (2013) avaliaram a relação entre a translucidez e a espessura de diferentes cerâmicas vítreas, com 2mm de espessura, IPS e.max Press (HO, MO, LT, HT), IPS e.max CAD (LT, MO) e Avante Z (Dentina e translúcido) e de cerâmicas a base de zircônia com 1mm (Cercon Base, Zenotec Zr Bridge, Lava Standard, Lava Standard FS3 e Lava Plus High Translucency), posteriormente desgastadas em politriz para a obtenção de cada espessura desejada. O parâmetro de translucidez (TP) das cerâmicas vítreas (espessuras entre 0.6 e 2.0mm) e das zircônias (entre 0.4 e 1.0mm) foi avaliado por espectrofotômetro. A relação entre a espessura e a TP de cada material foi avaliada utilizando-se análise de regressão. Os valores de TP das cerâmicas vítreas variaram de 2.2 a 25.3 e das zircônias de 5.5 a 15.1. O valor de TP da dentina humana foi determinado em 16.4 e do esmalte em 18.1, similares aos valores médios encontrados para as cerâmicas vítreas (14.9 a 19.6). Concluiu-se que a translucidez das cerâmicas odontológicas foi significativamente influenciada tanto pelo material quanto pela espessura, e

aumentou exponencialmente com a diminuição da espessura. Todas as zircônias avaliadas apresentaram algum grau de translucidez, com menor sensibilidade para a espessura que as cerâmicas vítreas.

Della Bona *et al.* (2014), realizaram um estudo para avaliar as propriedades óticas dos sistemas cerâmicos CAD-CAM. Blocos das cerâmicas (IPS e.max CAD HT e LT, IPS Empress CAD HT e LT, Paradigm TMC, e VITABLOCS Mark II) nas cores A1, A2 e A3 foram confeccionados com 1 mm de espessura. Um espectrofotômetro (Lambda 20-Perkin Elmer, Orwalk, CT, USA) foi usado para medir a transmitância de luz. Os resultados mostraram que a transmitância de luz de alguns sistemas cerâmicos depende do comprimento de onda e concluíram que a microestrutura de sistemas CAD-CAM pode influenciar nas propriedades óticas da cerâmica.

Em um estudo em 2015, Pereira *et al.* avaliaram a transmissão de luz através de uma cerâmica de dissilicato de lítio utilizando LED e luz halógena. Foram utilizados blocos da cerâmica IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nas espessuras 1, 2, 3, 4 e 5 mm. Foram utilizadas cerâmicas de alta e baixa translucidez, ambas nas cores A1, A2, A3 e A3,5. A transmissão de luz através da cerâmica foi medida utilizando um power meter digital (Newport Optical Power Meter, 835, Évry, France). Os resultados mostraram que houve diminuição da transmissão de luz quando se aumentou a espessura da cerâmica. Não houve diferença significativa entre as cores A1 e A2, mas sim nas cores A3 e A3,5. Em ambas as fontes de luz a transmissão de luz foi maior nas cerâmicas de alta translucidez em comparação com as de baixa translucidez. Podendo concluir que a transmissão de luz foi mais efetiva com a luz halógena, em cerâmicas de alta translucidez, cores mais claras (A1 e A2) e menos espessas.

Egilmez *et al.* (2017) avaliaram a transmissão de luz através de novas matérias para CAD/CAM e sua influência no grau de conversão de cimentos resinosos dual. Foram confeccionados blocos de cerâmicas nas espessuras 1, 1.5 e 2 mm de cerâmica das marcas (Vita Enamic, GC Cerasmart e Lava Ultimate) em diferentes cores e translucidez. Os espécimes foram irradiados com LED (Elipar S10; 3M ESPE, Seefeld, Germany). A transmissão de luz foi medida através de um

espectrômetro (Managing Accurate Resin Curing [MARC] System; Blue Light Analytics; Halifax, BC, Canada). O grau de conversão do cimento resinoso RelyX Ultimate (3M ESPE) foi medido utilizando espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier. Os resultados mostraram que os materiais afetaram significativamente a transmissão da luz e que a marca GC apresentou maior passagem de luz enquanto a marca Vita apresentou a menor. Já o grau de conversão não foi afetado estatisticamente. Quando se comparou as tonalidades, observou-se que cores mais claras e mais translúcidas apresentaram maior passagem de luz, porém não houve diferença significativa no grau de conversão. A espessura do material afetou estatisticamente tanto a passagem de luz quanto o grau de conversão, sendo maior em 1 mm e menor em 2 mm. Concluiu-se que o tipo, a cor e a espessura do material interferem na transmissão de luz e que as espessuras de 1 até 1.5 mm não afetam o grau de conversão do cimento, porém espessuras acima de 1.5 podem diminuir o grau de conversão.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito de uma cerâmica de dissilicato de lítio em diferentes espessuras e diferentes cores sobre a resistência de união de dois cimentos resinosos à dentina por meio de ensaio mecânico de microcissalhamento.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o efeito de uma cerâmica de dissilicato de lítio nas espessuras 2 mm e 3 mm e nas cores A2 e A3 sobre a resistência de união de um cimento resinoso dual autoadesivo à dentina.
- Avaliar o efeito de uma cerâmica de dissilicato de lítio nas espessuras 2 mm e 3 mm e nas cores A2 e A3 sobre a resistência de união de um cimento resinoso dual convencional à dentina.
- Comparar o efeito de uma cerâmica de dissilicato de lítio nas espessuras 2 mm e 3 mm e nas cores A2 e A3 sobre a resistência de união de um cimento resinoso dual autoadesivo e de um cimento resinoso dual convencional à dentina.

#### 4 HIPÓTESES NULAS

- A espessura e a cor da cerâmica de dissilicato de lítio não interferirão na resistência de união do cimento resinoso dual autoadesivo à dentina.
- A espessura e a cor da cerâmica de dissilicato de lítio não interferirão na resistência de união do cimento resinoso dual convencional à dentina.
- Não existe diferença na resistência de união entre o cimento resinoso dual autoadesivo e o cimento convencional à dentina, quando fotoativados sob uma cerâmica de dissilicato de lítio com diferentes espessuras e diferentes cores.

## 5 METODOLOGIA

### 5.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Foi realizado um estudo experimental *in vitro* quantitativo. As variáveis independentes foram a espessura em 2 níveis: 2 e 3 mm, cor em 2 níveis: A2 e A3 da cerâmica de baixa translucidez IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e os cimentos resinosos em 2 níveis: RelyX™ U200 e RelyX™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).

A variável resposta analisada foi resistência de união dos cimentos resinosos à dentina.

### 5.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG sob o parecer nº 1.717.258 (Anexo I), foram utilizados cento e dez (110) dentes terceiros molares humanos extraídos por razões terapêuticas, armazenados em solução de timol 0,1% a 4°C por até 90 dias e coletados no Biobanco de Dentes da Faculdade de Odontologia da UFMG.

Com o auxílio de uma lupa com aumento de 10X (Leica Zoom 2000 – Leica Microsystems®, Wetzlar, Alemanha) foi realizada inspeção visual para comprovar a integridade dos elementos dentários. Os dentes que apresentavam trincas, cárie ou restaurações foram excluídos da amostra.

### 5.3 TAMANHO DA AMOSTRA

Para se testar estatisticamente a hipótese nula, o tamanho da amostra foi calculado após a realização de estudo piloto (n=3), considerando-se os seguintes valores: Desvio padrão de 5,42, erro máximo da estimativa 3,15 e nível de significância de 5%. O cálculo foi realizado no endereço eletrônico [www.lee.dante.br](http://www.lee.dante.br).

Em cada superfície dentária foram confeccionadas 2 réplicas, totalizando 110 unidades amostrais, as quais foram divididas em 10 grupos (n=11), conforme descrito no Quadro 1.



<b>Grupos</b>	<b>Espessura da cerâmica</b>	<b>Cor da cerâmica</b>	<b>Cimento resinoso</b>
1 (controle)	Sem interposição da cerâmica		RelyX™ U200
2	2 mm	A2	
3		A3	
4	3 mm	A2	
5		A3	
6 (controle)	Sem interposição da cerâmica		
7	2 mm	A2	
8		A3	
9	3 mm	A2	
10		A3	

Quadro 1. Divisão dos grupos experimentais

Com o objetivo de evitar vieses entre as condições do experimento, foi realizada uma randomização blocada, onde um dente de cada grupo foi alocado de forma aleatória em cada um dos onze blocos (Apêndice A). Esse sorteio foi realizado através do site: [www.sorteador.com.br](http://www.sorteador.com.br).

## 5.4 MATERIAIS UTILIZADOS

A descrição dos materiais (fabricante) e sua composição estão listadas no Quadro 2.

Material (fabricante)	Composição
<p>RelyX™ U200 (3M ESPE, st. Paul, MN, EUA)</p>	<p>BASE: pó de vidro tratado com silano (45-55%p), ácido 2-propenóico, 2-metil-1,1'-[1(hydroxymetil)-1,2-ethanodil] éster, dimetacrilato de trietileno glicol, sílica tratada com silano (1-10%), fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hexanoato t-butila. CATALISADOR: pó de vidro tratado com silano (45-55%p), dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano, ptoluenosulfonato de sódio, 1-benzil-5-fenilácido bórico, sais de cálcio, dióxido de titânio, vidro de borossilicato</p>
<p>RelyX™ Ultimate (3M ESPE, st. Paul, MN, EUA)</p>	<p>BASE: monômeros de metacrilato, cargas silanizadas radiopacas, componentes ativadores, estabilizadores, aditivos reológicos. CATALISADOR: monômeros de metacrilato, cargas alcalinas radiopacas, componentes ativadores, estabilizadores, pigmentos, aditivos reológicos, pigmentação de fluorescência, ativador para polimerização.</p>
<p>Cerâmica IPS e.max CAD LT/C14 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)</p>	<p>SiO<sub>2</sub>, Li<sub>2</sub>O, K<sub>2</sub>O, MgO, ZnO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> e outros óxidos</p>
<p>Single Bond Universal (3M ESPE, st. Paul, MN, EUA)</p>	<p>Bisfenol-A diglicidil éter dimetacrilato, Metacrilato de 2-hidroxietila  Decametilenodimetacrilato, Água, Etanol, Sílica tratada de silano, Decanodiol, fosfato metacrilato, Copolímero de acrílico, e ácido itacônico, Metacrilato de dimetilaminoetilo, Dimetilbenzocaína Caforoquinona, Metil etil cetona</p>

Quadro 2. Materiais, fabricantes e respectivas composições. Fonte: Bula que acompanha cada material

## 5.5 PREPARO DOS DENTES

Após a seleção dos dentes, a face oclusal dos mesmos foi seccionada utilizando-se um disco adiamantado (IsoMet®, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob refrigeração, acoplado a uma máquina de corte (IsoMet® 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) com o objetivo de expor a dentina média (Figura 1).

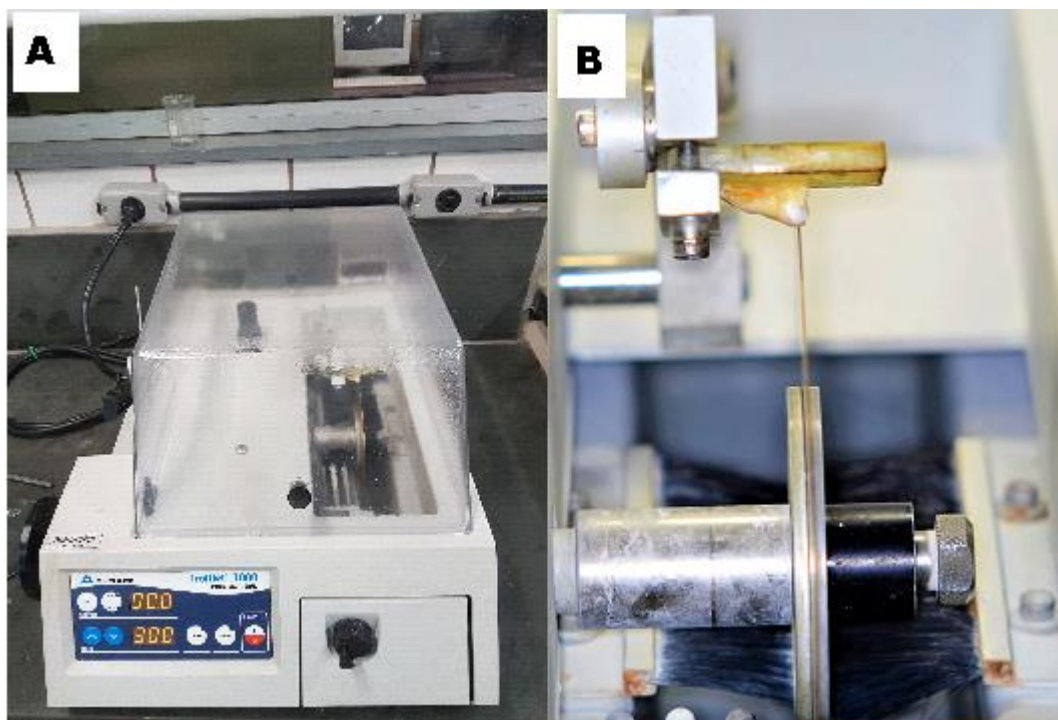


Figura 1. Máquina de corte IsoMet® (A) e dente posicionado para o corte (B)

A superfície dentinária exposta foi planificada com lixas de carbeto de silício (Extec Corp, CT, USA) nº 400 em uma politriz metalográfica APL-4 (Arotec Indústria e Comércio, Cotia, SP, Brasil), durante 60 s para remover todo esmalte oclusal (Figura 2).

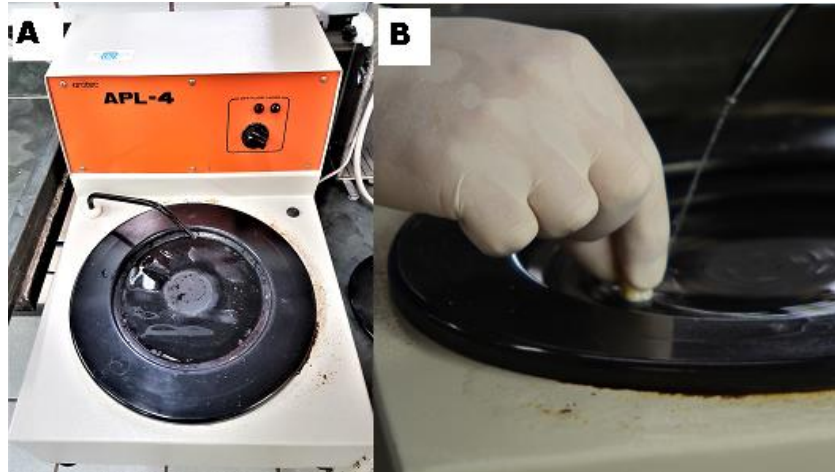


Figura 2. Politriz Metalográfica (A) e superfície dentinária sendo planificada (B)

Os dentes foram incluídos em uma matriz de policloreto de vinila (PVC) com resina acrílica autopolimerizável (JET, Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) para permitir a estabilização e adaptação à máquina de ensaios durante os testes (Figura 3).



Figura 3. Dente incluído em matriz de PVC

Após a inclusão dos dentes em resina acrílica, previamente à confecção dos espécimes, as superfícies dentinárias foram polidas manualmente por 30 s com lixa de SiC #600 para padronização da *smear-layer* (Figura 4).



Figura 4. Polimento manual da superfície dentinária

Os cimentos foram aplicados de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 3).

Rely X U200	Rely X Ultimate
Lavar e remover o excesso de umidade da dentina	Lavar e remover o excesso de umidade da dentina, aplicar uma camada de Single Bond de forma ativa por 20 s e aplicar leve jato de ar por 5 s
Proporções iguais (1:1)	Proporções iguais (1:1)
Manipular por 20 s	Manipular por 20 s
Fotoativar por 20 s	Fotoativar por 20 s

Quadro 3. Instruções do fabricante quanto à técnica de uso dos cimentos. Fonte: Bula que acompanha os cimentos

## 5.6 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

Em cada dente foram confeccionados dois espécimes de cimento resinoso, utilizando uma matriz de teflon (área de cimentação de  $4,45 \text{ mm}^2 \times 2 \text{ mm}$  de altura)

adaptada a um dispositivo (Ultradent Products, Inc South Jordan, UT, EUA) (Figura 5).

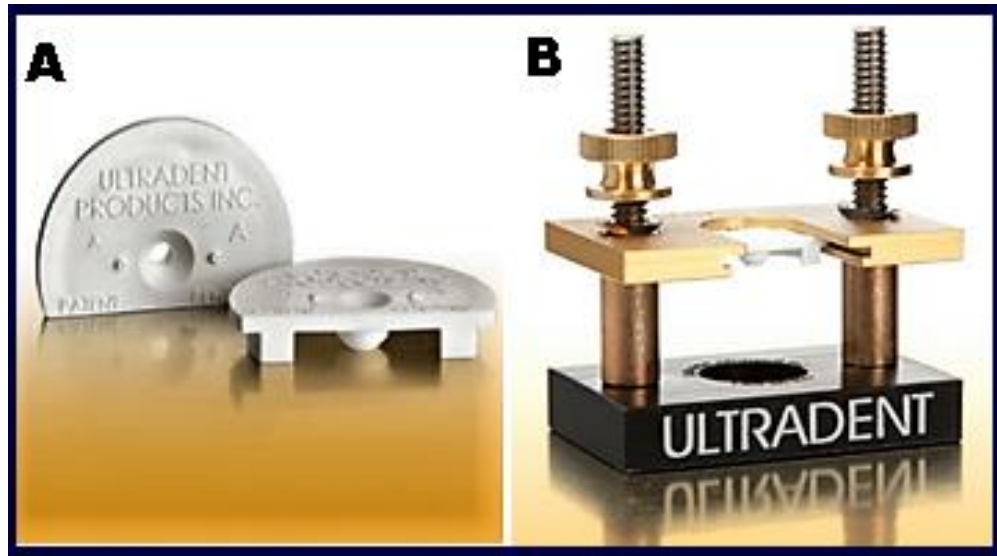


Figura 5. Matriz de teflon para confecção dos corpos de prova (A) e dispositivo Ultradent (B)

Os cimentos foram espatulados em bloco de papel e inseridos no molde utilizando seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) (Figura 6A). A fotoativação dos cimentos foi realizada com aparelho de diodo emissor de luz (LED) com irradiância de  $800 \text{ mW/cm}^2$  Bluephase, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 20 segundos. Nos grupos teste, as pastilhas de cerâmica foram interpostas entre o cimento e a fonte de luz de acordo com cada grupo (Figura 6B).

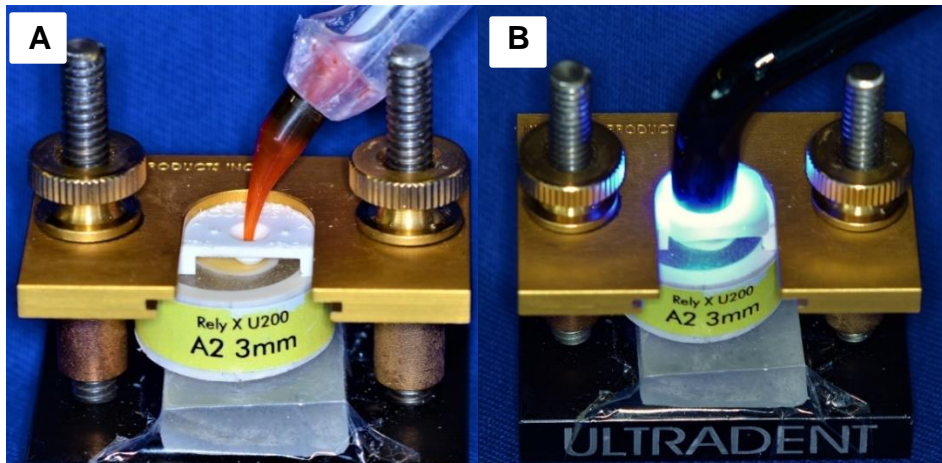


Figura 6. Inserção do cimento com auxílio de uma seringa Centrix (A) e fotoativação do cimento com interposição da cerâmica (B)

Após a confecção dos corpos de prova (Figura 7), os espécimes foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas.



Figura 7. Espécime com os corpos de prova

## 5.7 TESTE DE RESISTÊNCIA UNIÃO POR MEIO DE MICROCISALHAMENTO

Os testes de resistência foram realizados utilizando o equipamento Shear Bond Tester (Bisco, Inc. Schaumburg, IL, EUA), a uma velocidade de 0,5 mm/min (Figura 8).

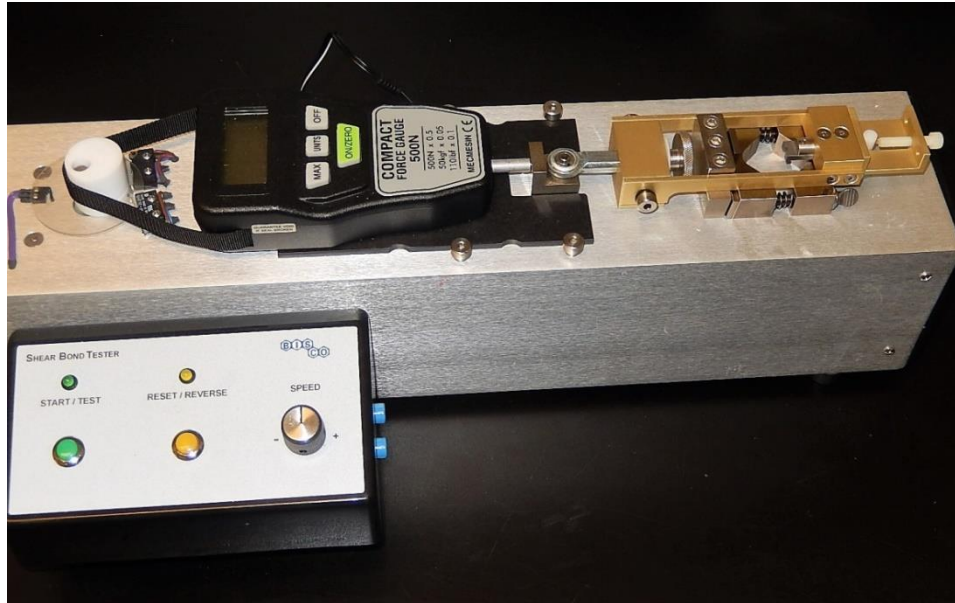


Figura 8. Máquina de ensaio Shear Bond Tester

### 5.8 AVALIAÇÃO DO MODO DE FRATURA

Após a fratura, todos os corpos de prova foram analisados em lupa estereoscópica Stemi DV4 (Zeiss, Oberkochen, Alemanha), com aumento de 32x (Figura 9), e o padrão de fratura foi classificado em: adesiva (falha na interface adesiva dentina/cimento), coesiva em dentina (falha em dentina), coesiva em cimento (falha em cimento) e mista (combinação entre falha adesiva e falha coesiva) (LEE *et al.*, 2013).

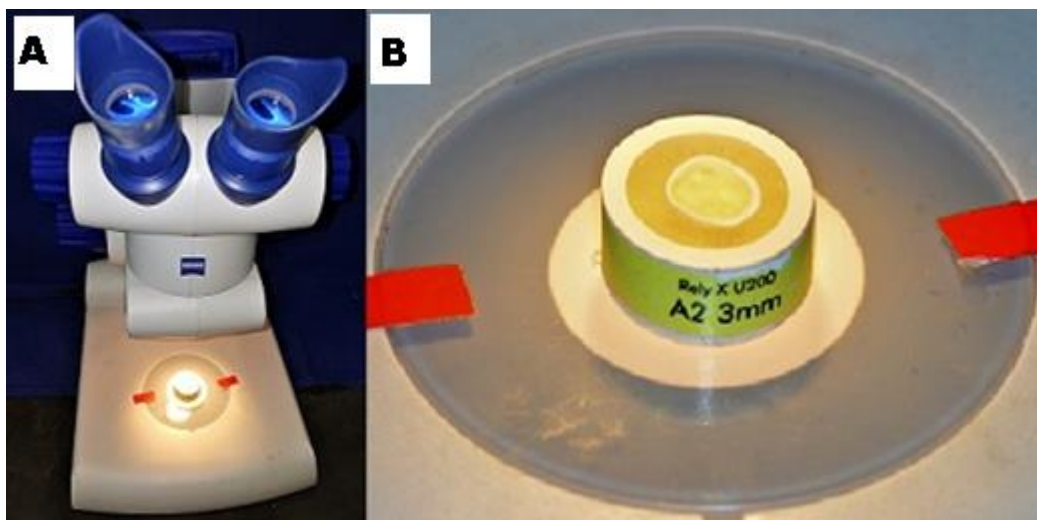


Figura 9. Lupa estereoscópica (A) e vista aproximada do espécime sendo analisado (B)



## 5.9 ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Após o teste de resistência de união, dois espécimes de cada grupo foram armazenados em estufa a 25°C por 24h. Após a desidratação as amostras foram montadas em suportes metálicos e levadas ao microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM-6360LV), configurado em 5 KV e 17  $\mu$ A para análise do padrão da fratura (Figura 10).

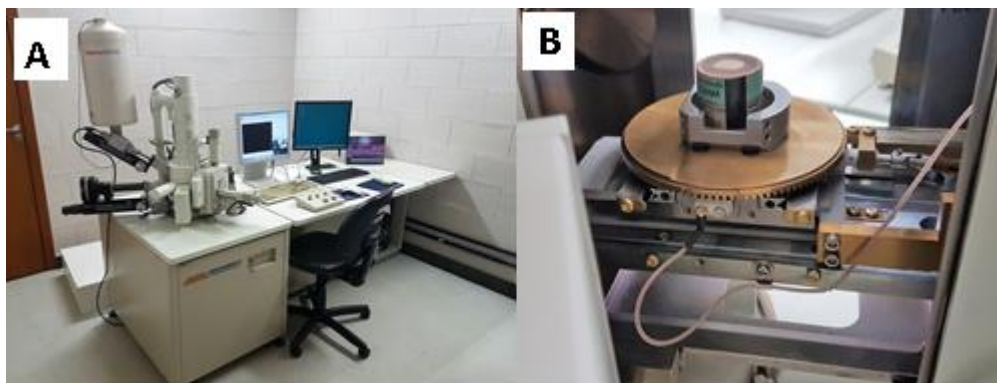


Figura 10. Microscópio JEOL (A) e amostra dentro do compartimento interno do microscópio (B)

## 5.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada a partir do delineamento em blocos completos randomizados. Os testes de Kolmogorov-Smirnov e Levene foram empregados para verificar os pressupostos de normalidade e homocedasticidade dos dados.

Os valores de Resistência de União (RU) para os cimentos RelyX™ U200 e RelyX™ Ultimate não cumpriram os pressupostos de normalidade ( $p < 0,05$ ) e homocedasticidade ( $p < 0,05$ ).

Utilizou-se de análises descritivas de tendência central (mediana) e dispersão (distância interquartilica). As diferenças entre os valores de RU nos diferentes grupos experimentais foram avaliadas pelo teste não-paramétrico *Kruskal-Wallis* ( $p < 0,05$ ) e *post-hoc Dunn-Bonferroni*.

Os testes foram aplicados utilizando o software estatístico SPSS Versão 20.0 (*Statistical Productand Service Solutions*, IBM, Nova York, EUA) e o nível de significância adotado foi de 5%.

## 6 RESULTADOS

Para o cimento RelyX™ U200, o teste de *Kruskal-Wallis* demonstrou que não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais ( $p=0,103$ ), enquanto que para o cimento RelyX™ Ultimate o teste de *Kruskal-Wallis* demonstrou que há diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais ( $p=0,001$ ). Por meio do *post-hoc* de *Dunn-Bonferroni* observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre o grupo Controle e os grupos A2/3 mm ( $p=0,001$ ), A3/2 mm ( $p=0,003$ ) e A3/3 mm ( $p=0,001$ ) (Tabela 1).

Tabela 1. Medianas e distâncias interquartílicas da resistência de união de ambos cimentos resinosos.

	Controle	A2/2 mm	A2/3 mm	A3/2 mm	A3/3 mm	<i>p</i> -valor *
<b>RelyX™ U200</b>	3,45 (3,49) <sup>A a</sup>	4,03 (1,14) <sup>A a</sup>	2,21 (1,90) <sup>A a</sup>	4,21 (3,91) <sup>A a</sup>	3,24 (2,83) <sup>A a</sup>	0,103
<b>RelyX™ Ultimate</b>	12,85 (3,86) <sup>A b</sup>	10,84 (7,04) <sup>A, B b</sup>	5,96 (2,98) <sup>B b</sup>	8,17 (4,14) <sup>B b</sup>	5,71 (4,00) <sup>B b</sup>	0,001
<b><i>p</i>-valor *</b>	0,001	0,002	0,001	0,003	0,001	

Em cada linha, letras maiúsculas iguais indicam que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Em cada coluna, letras minúsculas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

### 6.1 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Todos os espécimes foram analisados em lupa estereoscópica (32x) para classificação do tipo de fratura. Para o cimento RelyX™ U200 100% das fraturas de todos os grupos foram do tipo adesiva. Para o cimento RelyX™ Ultimate, embora a predominância do padrão de fratura também tenha sido do tipo adesiva, alguns grupos apresentaram padrões diferentes, como mostrado na Figura 11.

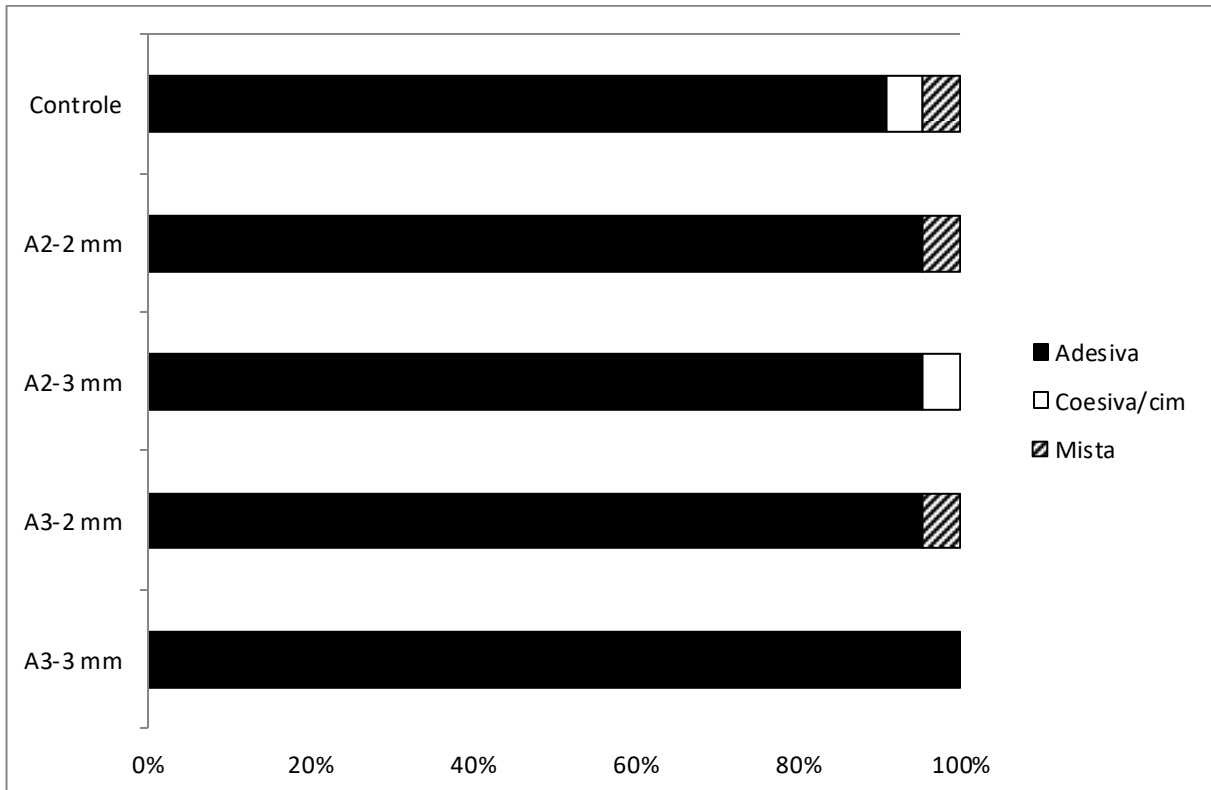


Figura 11. Distribuição percentual do modo de falha entre os grupos do RelyX™ Ultimate.

## 6.2 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Foram obtidas imagens em microscopia eletrônica de varredura das superfícies fraturadas mais representativas de cada grupo (Figuras 12, 13, 14 e 15).

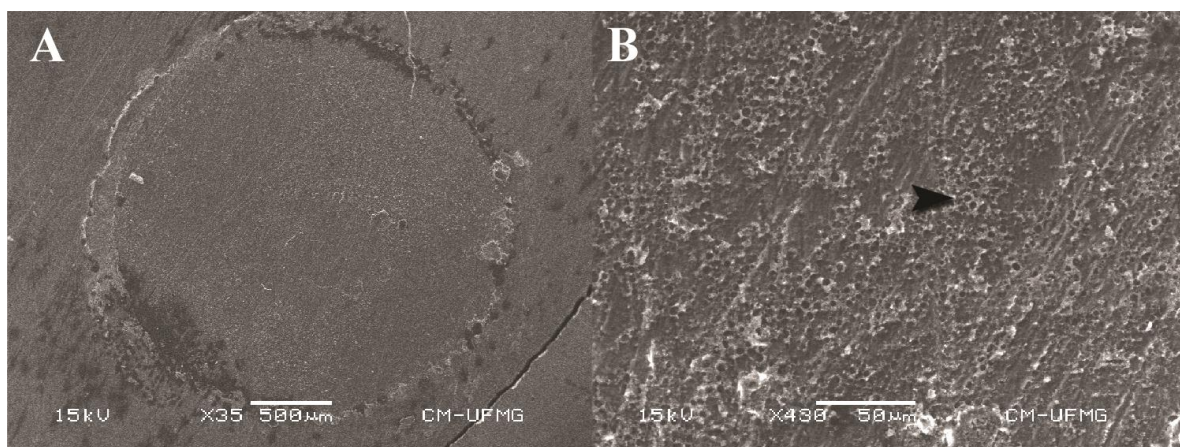


Fig 12. A) Falha adesiva no grupo controle do cimento resinoso RelyX™ U200; B) camada de cimento remanescente na dentina, contendo estruturas semelhante a bolhas (ponta da seta) que indicam a alta viscosidade deste cimento.

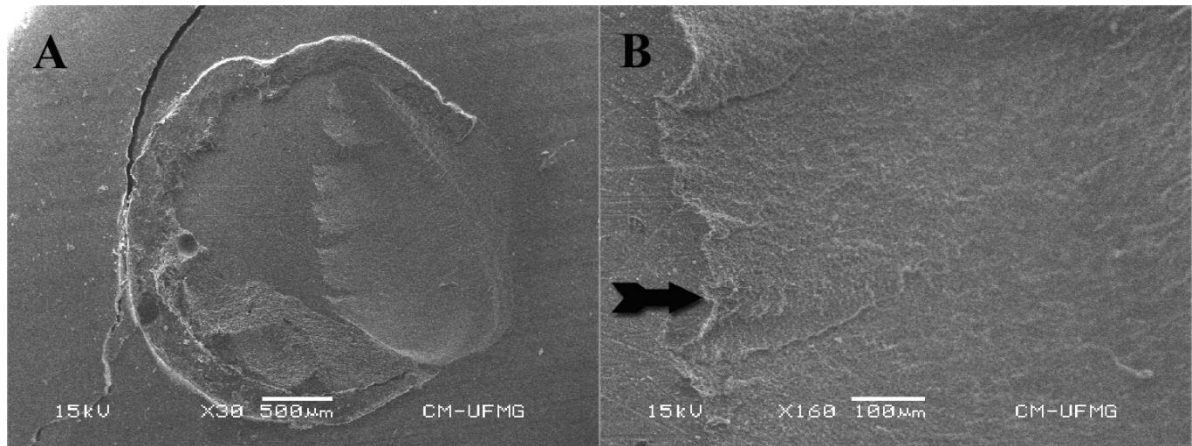


Fig 13. A) Falha mista do grupo de controle do cimento RelyX™ Ultimate mostrando falha adesiva com falha coesiva na dentina e no cimento. B) A seta indica a propagação da fratura da dentina.

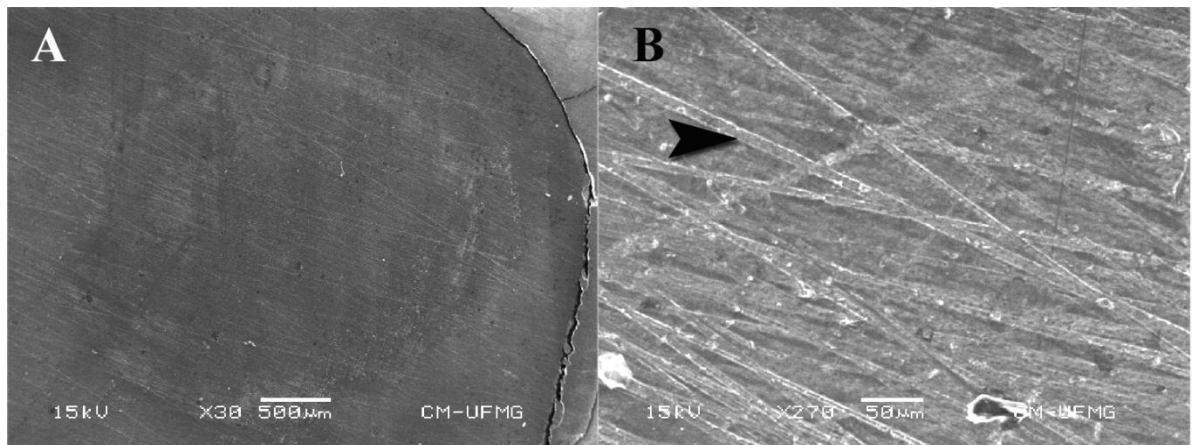


Fig 14. A) Falha adesiva do grupo (A3 / 3 mm) do cimento RelyX U200™ foi tão frágil e fraca que o perímetro do cimento de resina é pouco visto. B) Observa-se os riscos produzidos pelas lixas de SiC durante o processo de padronização da camada de esfregaço. Nenhuma hibridação foi observada.

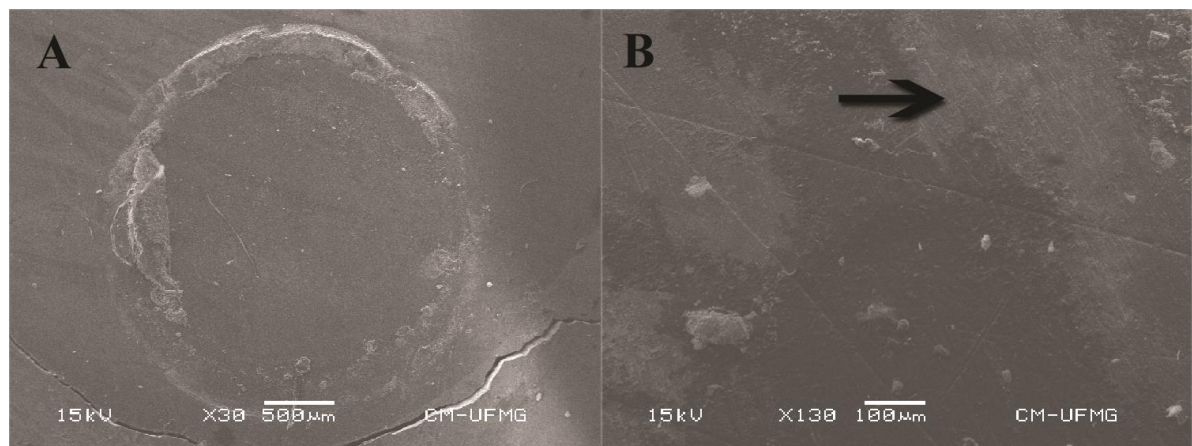


Fig 15. A) Falha adesiva do grupo (A3 / 3 mm) do cimento RelyX Ultimate™. B) Embora a força de união fosse menor do que o grupo controle, alguns resíduos de cimento podem ser vistos na parte superior da dentina, o que poderia indicar hibridação dentinária. Também podem ser observados riscos produzidos pela lixa de SiC durante o processo de padronização da camada de esfregaço.

## 7 DISCUSSÃO

O uso de dentes bovinos para teste de resistência de união tem apresentado diferentes resultados quantitativos quando comparados ao substrato humano, mas a análise de fraturas nos dentes bovinos pode apresentar características qualitativas semelhantes. Assim, os dentes bovinos podem ser parcialmente recomendados como substituto dos dentes humanos (MATOS *et al.*, 2008). Nesse estudo, portanto, optou-se pela utilização de dentes humanos e não por dentes bovinos. Esta escolha foi devido às diferenças morfológicas existentes entre dentes bovinos e humanos, além de uma maior validade nos resultados obtidos com substratos dentários humanos (RUEGGERBERG, 1991; LOPES *et al.*, 2003).

A retenção de restaurações indiretas tem sido largamente estudada nos últimos anos e para medir a resistência adesiva, podem ser avaliadas as tensões de cisalhamento ou tração, e suas variações que utilizam áreas de adesão pequenas, como os testes de microcisalhamento e de microtração. Alguns autores questionam a validade do teste de cisalhamento, a favor do emprego do teste de tração (AGUILAR *et al.*, 2002); e de microtração (HASHIMOTO *et al.*, 2003; ABDO *et al.*, 2004), justificando que o teste de cisalhamento não reflete a resistência adesiva da interface dentina/compósito. No entanto, conforme Cardoso *et al.* (1998) e Fowler *et al.* (1992), a tensão de cisalhamento é considerado o mais representativo das situações clínicas, e é efetivo para comparação entre os dados de um mesmo trabalho. Adicionalmente, no teste de microcisalhamento, se torna possível um rastreamento regional do substrato devido ao pequeno tamanho do espécime (McDONOUGH *et al.*, 2002), e trata-se de um teste cujo preparo é relativamente simples, não necessitando de cortes após o procedimento de cimentação (SHIMADA *et al.*, 2002). No presente estudo, a matriz (Ultradent Products, Inc South Jordan, UT, EUA) utilizada para confecção dos espécimes de cimento apresenta uma configuração cilíndrica com área da base de  $4,45 \text{ mm}^2$  x 2 mm de altura. Portanto, os resultados desse teste não podem ser totalmente comparados à situação clínica, uma vez que espessura da linha de cimento aceitável entre o dente e o material restaurador varia de 25 a 120  $\mu\text{m}$  (ANUSAVICE e PHILLIPS, 2005). Para minimizar a influência da espessura do agente cimentante na transmissão da luz, todos os cimentos utilizados foram na cor translúcida. Considerando as condições técnicas

existentes em nosso laboratório, este tipo de teste de resistência ao cisalhamento se mostrou o mais adequado, por ser um teste de fácil execução com resultados relevantes para estudos dessa natureza.

Dentre os diferentes testes de resistência adesiva, nenhum método é considerado ideal e deve-se ressaltar a importância da interpretação cautelosa dos dados para a comparação de resultados (Van Noort *et al.*, 1989). De acordo com Giannini *et al.* (2004), a carga aplicada nos testes pode não se concentrar exclusivamente na interface, sendo distribuída e modificada ao longo dos substratos, dependendo de sua composição e da geometria do teste. Portanto, a resistência intrínseca dos substratos pode alterar os valores de resistência adesiva. Além do tipo de teste, existem na literatura divergências quanto ao preparo das amostras e velocidade utilizada no teste. Esta diferença entre as várias metodologias torna mais complexa uma comparação entre os estudos, pois resultados discrepantes entre os vários autores podem também estar relacionados aos vários métodos e materiais utilizados (KAADEN *et al.*, 2002). No entanto, cada um dos tipos de teste contribui para a evolução e os avanços das pesquisas.

Os cimentos à base de resina têm uma crescente aplicação na cimentação de restaurações indiretas por apresentarem melhores propriedades mecânicas, físicas, adesivas e, principalmente, proporcionar excelência em estética quando associados às restaurações indiretas livres de metal (ROSENSTIEL *et al.*, 1998; SOARES *et al.*, 2004; MANSO *et al.*, 2011). Esses cimentos podem ser convencionais, que são aqueles que utilizam um sistema adesivo previamente a sua inserção, ou autoadesivos, que dispensam o emprego do sistema adesivo prévio, sendo ele mesmo responsável pela união com o substrato.

Alguns fatores como composição, espessura, opacidade e a cor do material restaurador podem interferir na passagem de luz e, conseqüentemente, diminuir o grau de conversão do agente cimentante fotoativado, limitando o alcance de suas propriedades mecânicas e prejudicando o desempenho clínico da restauração (NORONHA FILHO *et al.*, 2010; VALENTINO *et al.*, 2010).

No presente estudo o cimento resinoso dual autoadesivo RelyX™ U200 não apresentou diferença estatisticamente significativa na resistência de união à dentina

quando fotoativado através de diferentes espessuras e cores da cerâmica de dissilicato de lítio, aceitando assim, a hipótese nula testada.

Esse resultado pode, em parte, ser explicado pela baixa resistência de união à dentina apresentada por esse cimento em todos os grupos experimentais. Tal resistência se apresentou tão baixa, inclusive no grupo controle, que a interposição da cerâmica se tornou pouco significativa perante esse teste.

Quando o cimento resinoso dual autoadesivo RelyX™ Unicem (3M ESPE), antecessor do cimento RelyX™ U200, foi usado na avaliação da resistência de união ao esmalte e à dentina por meio teste de microtração, encontraram-se valores de resistência de união inferiores quando comparado ao cimento convencional Panavia-F (Kuraray), o que segundo os autores, pode estar relacionado à alta viscosidade dos cimentos autoadesivos e à presença de espaços vazios em seu interior após a cimentação, resultando em adesão insuficiente ao substrato dentinário (DE MUNCK *et al.*, 2004).

Analisando-se a formação da camada híbrida de cinco cimentos (quatro convencionais e um autoadesivo), foi verificado que o cimento autoadesivo sequer apresentou hibridização com a dentina subjacente. Isso ocorreu devido à interação entre a superfície dentária e os materiais cimentantes autoadesivos ser superficial e irregular. Parece não haver remoção e desmineralização suficientes da *smear layer*, e formação da autêntica camada híbrida e de *tags* de resina (AL-ASSAF *et al.*, 2007).

De acordo com os fabricantes, materiais dentários resinosos autoadesivos incluem ácidos e monômeros hidrofílicos em sua composição. Esses monômeros ácidos certamente desempenham papel importante no controle da reação química de polimerização (PEGORARO, 2010), porém há limitada informação disponível, especialmente sobre os sistemas iniciadores dificulta uma interpretação clara do padrão de comportamento deste material após a polimerização (VROCHARI *et al.*, 2009; FRASSETTO *et al.*, 2012; ILIE e SIMON, 2012). Como a complexa formulação desses cimentos é apenas parcialmente revelada pelos fabricantes, torna-se difícil explicar a função de cada componente sobre as propriedades finais desses materiais (FRASSETTO *et al.*, 2012).



O mecanismo de adesão dos cimentos autoadesivos depende de uma interação mecânica e química entre o agente de cimentação e o substrato dentário. A acidez do cimento é suficientemente forte para promover a hibridização com a estrutura dentária. Os monômeros ácidos dissolvem a *smear layer*, o que permite a penetração do cimento para o interior dos túbulos dentinários (MANSO et al., 2011).

Reações secundárias têm sido sugeridas para promover união química adicional à hidroxiapatita, uma característica somente comprovada com o cimento de ionômero de vidro. Os grupamentos fosfatos dos monômeros funcionais reagem com a hidroxiapatita do substrato dentário, resultando em retenção adicional através de ligações químicas. A reação dominante de presa ocorre via polimerização de radical livre, iniciada tanto por luz quanto por um sistema redox, que permite a polimerização em um ambiente ácido. Isto resultaria em ligações cruzadas dos monômeros do cimento e a criação de polímeros com alto peso molecular. Os grupos do ácido fosfórico reagiriam com a apatita dentária. Neste processo de neutralização, ocorreria a formação de água contribuindo com a hidrofilicidade inicial do cimento que melhora a adaptação à estrutura dentária e a tolerância à umidade. Subsequentemente, espera-se que a água seja reutilizada para reagir com os grupos acídicos funcionais e íons básicos. Vale ressaltar que é desconhecido se a quantidade de água gerada durante a aplicação de um cimento autoadesivo é suficiente para promover união, ou se a umidade da dentina pode influenciar o mecanismo de união (SOUZA et al., 2011).

Não obstante a diversidade de estudos e resultados, considerando a baixa resistência de união dos cimentos autoadesivos, devem ser observados, adicionalmente, os aspectos operacionais que possam justificar sua utilização clínica. Nestes casos, podem ser citadas a menor possibilidade de o cimento ser influenciado pelas diferentes etapas de tratamento prévio com os sistemas resinosos convencionais e a variabilidade do domínio técnico pelo operador, que podem comprometer em longo prazo a estabilidade de união entre agente cimentante e substrato dentário (HIKITA et al., 2007). Portanto, o fato de o cimento resinoso autoadesivo RelyX™ U200 ter apresentado resistência de união mais baixa, quando comparado ao cimento convencional, não pode ser condição excludente para sua utilização clínica. As características intrínsecas do preparo cavitário devem ser também consideradas, especialmente quanto ao grau de expulsividade, altura e

extensão, pois, em preparos com definição de paredes internas, a adesão inerente do cimento resinoso autoadesivo seria incrementada pela retenção friccional estabelecida entre as paredes do preparo, agente cimentante e restauração cerâmica indireta (GOODACRE, 2001).

Na cerâmica de dissilicato de lítio os cristais são mais alongados e entrelaçados de forma aleatória formando assim uma matriz densa, o que pode atenuar a transmissão de luz através do material, interferindo assim nas propriedades mecânicas dos cimentos resinosos (ILIE, 2016). Esta também pode ser a justificativa dos resultados encontrados para o cimento convencional RelyX™ Ultimate, no presente estudo, no qual para a cor A2, a espessura da cerâmica 3 mm (5,96 MPa) apresentou diferença estatisticamente significativa na resistência de união do cimento à dentina quando comparado com o grupo controle (12,85 MPa). Embora a resistência também tenha sido menor na espessura 2 mm (10,84 MPa), esta diferença não foi significativa em relação ao grupo controle. A tonalidade também teve influência sobre o cimento, pois a cor A3 apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo controle em ambas as espessuras: 2 mm (8,17 MPa) e 3 mm (5,71 MPa), rejeitando portanto a hipótese nula apresentadas para esse cimento.

Muitos estudos comprovaram a atenuação da transmissão de luz pela cerâmica de dissilicato de lítio e atribuíram seus resultados a estrutura cristalina desse material. (RASETTO *et al.*, 2001; KILINC *et al.*, 2011; LANZA, 2012; LEE *et al.*, 2011; GIANNINI *et al.*, 2013; RUNNACLES *et al.*, 2014; PEREIRA *et al.*, 2015; FONSECA *et al.*, 2015).

A variação no comportamento óptico das cerâmicas odontológicas pode ser explicada pelos diferentes índices de refração desses materiais e o volume da porção cristalina. Quanto maior a diferença entre os índices de refração das fases que compõem o material, maior será o espalhamento de luz no interior do material (HEFFERNAN *et al.*, 2002).

Giannini *et al.* (2013) encontraram maior diminuição na transmissão de luz através de uma cerâmica de dissilicato de lítio quando comparada a uma zircônia. Apesar de a zircônia apresentar uma fase mais cristalina que o dissilicato de lítio, esse resultado se deve provavelmente pela diferença de opacidade dos materiais testados. A atenuação da luz de aproximadamente 90 a 98% com relação à luz

incidente na superfície durante sua passagem através dos materiais foi devido principalmente à espessura de 2 mm dos discos. Apesar da porosidade das cerâmicas à base de dissilicato de lítio ser pequena, a distribuição dos poros pode também ter influenciado na transmissão de luz no interior do material.

Ao comparar a resistência de união do cimento Illusion (Bisco) à dentina, em dois modos de iniciação da reação de polimerização (fotoativado e dual) através de uma cerâmica de dissilicato de lítio em diferentes espessuras (1, 1.5 e 2 mm), observou-se que a resistência de união tanto no modo fotoativado quanto no modo dual não foi dependente da espessura da cerâmica, provavelmente porque a cerâmica nestas espessuras não amenizou a transmissão da luz pela cerâmica (AKGUNGOR, 2005).

A microdureza de cimento resinoso convencional (AllCem, FGM) foi significativamente mais afetada quando fotoativado sob cerâmica de dissilicato de lítio em relação a sistemas cerâmicos à base de zircônia e espinélio, todas na espessura 2 mm, sugerindo que este tipo de cerâmica possa ser considerada uma barreira maior para a passagem da luz e, conseqüente, polimerização do cimento (FONSECA, *et al.*, 2015).

Um efeito importante que também pode influenciar a quantidade de luz transmitida é a refletância da luz. Em geral, quando um feixe de luz incide sobre um material, parte é refletida na sua superfície. A refletância da luz, no entanto, pode variar de acordo com o acabamento e polimento do material (ILIE, 2016). Este fator pode ter contribuído para os resultados encontrados neste estudo, pois a cerâmica utilizada tinha um bom acabamento e polimento superficial.

Falhas coesivas em dentina começam a ser observadas em resistência de adesão de 12 a 15 MPa e aumentam a frequência até 80% com resistência de adesão de 25 MPa (PASHLEY *et al.*, 1995), o que justifica a não existência desse tipo de falha neste trabalho.

Visto que laboratorialmente os diferentes protocolos de cimentação com cimentos resinosos, autoadesivo e convencional associado aos adesivos dentinários, demonstram comportamentos distintos, tornam-se fundamentais estudos clínicos, contemplando diferentes configurações de preparos, a real

influência da simplificação dos sistemas adesivos e agentes de cimentação resinosos no desempenho longitudinal de restaurações cerâmicas indiretas.

## 8 CONCLUSÃO

- A interposição da cerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez, com diferentes espessuras e diferentes cores, não afetou a resistência de união do cimento resinoso RelyX™ U200 à dentina.

- A interposição da cerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez na cor A2 afetou a resistência de união do cimento resinoso RelyX™ Ultimate à dentina somente na espessura 3 mm, enquanto que na cor A3, tanto a espessura 2 mm quanto 3 mm afetaram.

- O cimento resinoso RelyX™ Ultimate apresentou superioridade na resistência de união à dentina, em relação ao cimento resinoso RelyX™ U200.

## 9 REFERÊNCIAS

1. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. *J Dent.* 2009; 37:610–615.
2. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate–based ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2005; 94:234-41.
3. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007 Jul; 23(7):829-39.
4. Al-Ehaideb A, Mohammed H. Shear bond strength of “one bottle” dentin adhesives. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(4):408-12.
5. Antonson AS, Anusavice JK. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont.* 2001; 14:316-20.
6. Anusavice KJ. Dental ceramics. In: *Phillips’ Science of Dental Materials*, ed 10. Philadelphia: WB Saunders, 1996:595–596.
7. Anusavice, KJ & Phillips *Materiais Dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2003. 412.
8. Anusavice, k.J. & Phillips. *Materiais Dentários*, 11a Ed; Elsevier LTDA, 2005.
9. Barao VAR, Filho HG, Goiato MC, Santos DM, Pesqueira AA. Factors to Achieve Aesthetics in All-Ceramic Restorations. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2010; 21(6):2007-2012.

10. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 1990 Mar;63(3):295-300.
11. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Oct; 23(10):889-92, 894, 896 passim; quiz 908.
12. Calgaro PAM, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res.* 2013; 27:403-9.
13. Chaves CA, de Melo RM, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci.* 2009 May-Jun; 17(3):155-60.
14. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):963-71.
15. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014; 42:1202-9.
16. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005 Jun; 13(2):101-9.
17. Ebrahimi-Chaharom ME, Abed-Kahnamoui M, Bahari M, Hamishehkar H, Gharouni M. Effect of different concentrations of specific inhibitor of matrix metalloproteinases on the shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *J ClinExp Dent.* 2017; 9(3):431-6.
18. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree

- of Conversion of a Dualcuring Resin Cement. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2017; 19(1):39-48.
19. el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*. 1999 Jan-Feb;24(1):38-44.
  20. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011 Apr;38(4):295-314.
  21. Fonseca GS, Correia AMO, Griza S, Villarroel M, Takeshita WM, Mendonça AAM. Efeito da intensidade de fontes de luz e barreiras de cerâmica na microdureza de cimento resinoso dual. *Rev Odontol UNESP*. 2015; 44(4):207-212.
  22. Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2012 Sep; 28(9):1032-9.
  23. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater*. 2006 Oct; 22(10):934-41.
  24. Giannini M, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Oliveira MT, Francescantonio M, Romanini JC. Efeito de cerâmicas odontológicas na passagem da luz emitida por aparelhos fotoativadores. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2013; 67(3):224-8.
  25. Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials*. 2004;20:322–329.
  26. Goodacre JC, Campagni VW, Aquilino AS. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(4):363-376.



27. Guarda GB, Gonçalves LS, Correr AB, Moraes RR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under diferente dentin conditions. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun; 18(3):244-8.
28. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1):10-5.
29. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007 Jan; 23(1):71-80.
30. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001 Nov; 28(11):1022-8.
31. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater.* 2008; 24(7):908-14.
32. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dualcured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012 Apr; 16(2):505-12.
33. Ilie N. Transmitted irradiance through ceramics: effect on the mechanical properties of a luting resin cement. *Clin Oral Invest.* 2016; 21(4):1183-1190.
34. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(1):84-96.

35. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The Effect of Ceramic Restoration Shade and Thickness on the Polymerization of Light- and Dual-cure Resin Cements. *Operative Dentistry*, 2011; 36(6):661-669.
36. Koodaryan R, Hafezeqoran A, Maleki AK. The effect of resin cement type and cleaning method on the shear bond strength of resin cements for recementing restorations. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:110-7.
37. Kuguimiya RN, Rode KM, Carneiro PMA, Aranha ACC, Turbino ML. Influence of curing units and indirect restorative materials on the hardness of two dual-curing resin cements evaluated by the nanoindentation test. *J Adhes Dent*. 2015; 17:243-8.
38. Lanza MDS. Avaliação da influência do tipo de cerâmica e protocolo de ativação no grau de conversão de cimentos resinosos por meio da espectroscopia Raman. Bauru. Tese [Doutorado em ciências] – Universidade de São Paulo; 2012.
39. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2008; 24:1141–1147.
40. Lee IS, Son SA, Hur B, Kwon YH, Park JK. The effect of additional etching and curing mechanism of composite resin on the dentin bond strength. *J Adv Prosthodont*, 2013; 5(4):479-84.
41. Lee JW, Cha HS, Lee JH. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(3):126-31.
42. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composite on all-ceramic materials. *Dental Materials*, 2009; 25:158-165.

43. Lien W, Roberts HW, Plate JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TMG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2015; 31:928–940.
44. Lopes CCA, Rodrigues RB, Silva ALF, Simamoto PCJ, Soares CJ, Novais VR. Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Brazilian Dental Journal.* 2015;26(5):484-489.
45. Lorenzoni e Silva F, Pamato S, Kuga MC, Só MVR, Pereira JR. Bond strength of adhesive resin cement with different adhesive systems. *J ClinExp Dent.* 2017;9(1):e96-100.
46. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002 Dec; 18(8):609-21.
47. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(2):311-32.
48. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16(3):265-73.
49. Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JG, Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci.* 2010 Sep-Oct; 18(5):442-6.
50. Öztürk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Ac OdontScand, Early Online.* 2015; 73:503-7.

51. Pashley DH, Sano H, Civechi B, Yoshiyama M, Carvalho RM, Adhesion testing of denting bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995; 11(2):117- 25.
52. Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):258-64.
53. Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhorette MAC, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-Cured luting agent. *Journal of Oral Science*, 2008; 50(2):131-136.
54. Peixoto RTRC, Paulinelli VMF, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dental Materials*, 2007; 23:1363–1368.
55. Pereira CNB, Magalhães CS, Daleprane B, Peixoto RTRC, Ferreira RC, Cury LA, Moreira AN. LED and Halogen Light Transmission through a CAD/CAM Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 2015;26(6):648-653.
56. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent.* 1996 Dec; 9(6):264-8.
57. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent.* 2003; 16(4):235-8.
58. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008 Aug; 10(4):251-8.

59. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Marsi R, Fraunhofer JÁ. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 2004; 91(5):441-446.
60. Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont* 2001; 10:133–139.
61. Rault A, Rao PL, Ravindranath. Zirconium for esthetic rehabilitation: An overview. *Indian J Dent Res*. 2011; 22:140-3.
62. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*. 1998 Sep; 80(3):280-301.
63. Runnacles P, Correr GM, Baratto F Fo, Gonzaga CC, Furuse AY. Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Braz Dent J*. 2014; 25(1):38-42.
64. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 1994a 73(6):1205-11.
65. Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater J*. 2005; 24(1):70-5.
66. Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Mater*, 2011; 27:165-172.
67. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT, Paulillo LA, Martins LR. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2004 Mar; 12(1):45-50.

68. Souza TR, Leão JCB, Beatrice LCS. Cimentos auto-adesivos: eficácias e controvérsias. *Revista Dentística on line*. 2011 Abr-Jun; 21.
69. Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LR, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J*. 2010; 21(2):104-10.
70. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2009 Sep; 25(9):1104-8.
71. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013; 110:14-20.
72. Watanabe H, Re Kazama, Asai T, Kanaya F, Ishizaki H, Fukushima M, Okiji T. Efficiency of the dual-cured resin cement polymerization induced by high-intensity led curing units through ceramic material. *Oper Dent*. 2015; 40:153-62.
73. Zhang X, Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. *Chin Med J (Engl)* 2011; 124:3762–3767.

**APÊNDICE A - Aleatorização para confecção dos corpos de prova**

<b>Bloco</b>	<b>Grupos</b>									
<b>A</b>	1	3	9	7	2	5	8	6	4	10
<b>B</b>	3	5	9	2	1	7	6	10	8	4
<b>C</b>	9	7	8	6	5	10	1	4	2	3
<b>D</b>	8	5	6	2	7	9	1	4	10	3
<b>E</b>	6	1	2	9	8	10	7	5	4	3
<b>F</b>	4	5	8	7	3	10	9	6	1	2
<b>G</b>	1	4	7	6	3	8	5	10	2	9
<b>H</b>	8	9	4	7	2	10	3	6	5	1
<b>I</b>	5	4	2	10	1	7	9	8	3	6
<b>J</b>	2	4	9	10	1	8	7	6	3	5
<b>K</b>	1	9	6	3	5	4	10	8	7	2

**ANEXO I – Parecer expedido pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Efeito da espessura e da cor de uma cerâmica de dissilicato de lítio na resistência de união de cimentos resinosos à dentina

**Pesquisador:** Monica Yamauti

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 59018216.9.0000.5149

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 1.717.258

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de um estudo "in vitro" quantitativo, experimental que avalia a resistência da união de dois cimentos resinosos à dentina, quando fotoativados através de uma cerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez, com espessuras de 2 mm e 3 mm, nas cores A2 e A3, por meio de ensaio mecânico de microcisalhamento.

Para a avaliação dos cimentos serão utilizados corpos de prova de setenta terceiros molares intactos, não cariados, não restaurados, extraídos por razões terapêuticas e armazenados por, no máximo, 3 meses. Esses dentes terceiros molares serão coletados no Banco de Dentes da