

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Douglas Ferreira de Freitas

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
BIAXIAL DE LAMINADOS CERÂMICOS À BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO
CIMENTADOS COM CIMENTOS RESINOSOS FOTOATIVADO**

Belo Horizonte
2019

Douglas Ferreira de Freitas

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
BIAXIAL DE LAMINADOS CERÂMICOS À BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO
CIMENTADOS COM CIMENTOS RESINOSOS FOTOATIVADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Clínicas Odontológicas - Área Temática: Prótese Dentária.

Linha de Pesquisa: Propriedades físicas, químicas e biológicas dos materiais Odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Nogueira da Gama Antunes

Belo Horizonte

2019

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

F866e Freitas, Douglas Ferreira de
Efeito de diferentes técnicas de cimentação na resistência biaxial de laminados cerâmicos à base de dissilicato de lítio cimentados com cimentos resinosos fotoativado / Douglas Ferreira de Freitas. Belo Horizonte, 2019. 88 f.: il.

Orientador: Alberto Nogueira da Gama Antunes
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Facetas dentárias. 2. Cerâmicas dentárias. 3. Cimentação. 4. Material cerâmico. 5. Longevidade. 6. Restauração (Odontologia). I. Antunes, Alberto Nogueira da Gama. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 616.314-08

Douglas Ferreira de Freitas

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
BIAXIAL DE LAMINADOS CERÂMICOS À BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO
CIMENTADOS COM CIMENTOS RESINOSOS FOTOATIVADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas – Área Temática: Prótese Dentária.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Profa. Dra. Cláudia Silami de Magalhães – UFMG
- 2- Prof. Dr. Vinicius de Magalhães Barros – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Alberto Nogueira da Gama Antunes – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 15 de fevereiro de 2019

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Prof. Dr. Alberto Nogueira da Gama Antunes
Orientador

Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia**

*Agradeço em primeiro lugar a Deus que iluminou
o meu caminho durante esta caminhada.
À minha família, por sua capacidade
de acreditar e investir em mim.*

AGRADECIMENTOS

Aos meus familiares pela motivação e suporte necessários para concluir mais esta etapa.

Ao meu orientador Alberto pela orientação.

Aos colegas pelos momentos de descontração e amizade desenvolvida no período do mestrado.

A aluna de iniciação científica Larissa pelo o empenho e disposição.

A colega Riviane pelo apoio desde o início deste trabalho, que sempre estava pronta para ajudar e colaborou muito para o resultado final dessa pesquisa.

Ao eterno Professor Wellington Corrêa Jansen, que sempre incentivou e esteve de portas abertas para ensinar em qualquer momento.

Aos professores Andreia Salvador, Emílio Akaki e Guilherme Senna, por sempre elucidarem minhas dúvidas e despertarem ainda mais o prazer desta área.

Aos profissionais do laboratório da Engenharia Mecânica, que sempre estavam prontos para auxiliar nos testes de ensaio mecânico necessários para este estudo.

Agradeço ao mundo por mudar as coisas, por nunca fazê-las serem da mesma forma, pois assim não teríamos o que pesquisar, o que descobrir e o que fazer.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da técnica de cimentação na resistência biaxial de laminados dentários cerâmicos de 0,5 mm de espessura unidos ao cimento resinoso fotoativado AllCem Veneer Trans (FGM), Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent) e RelyX™ Veneer TR (3M ESPE), variando a presença do adesivo e a fotopolimerização ou não do adesivo na superfície cerâmica. Foram realizados 180 espécimes de cerâmica à base de dissilicato de lítio e.max® (Ivoclar Vivadent) em molde de silicone de adição (diâmetro 15 mm e 0,5 mm de espessura) e 27 espécimes de cimento resinoso em molde de borracha nas medidas 12mmx2mmx2mm. Os grupos foram: G1, ácido fluorídrico 10% + silano + Allcem Veneer APS; G2, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Ambar Universal não fotopolimerizado + Allcem Veneer APS; G3, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Ambar Universal fotopolimerizado + cimento resinoso Allcem Veneer APS; G4, ácido fluorídrico 10% + silano + Variolink Esthetic LC; G5, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Tetric N Bond Universal não fotopolimerizado + Variolink Esthetic LC; G6, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Tetric N Bond Universal fotopolimerizado + Variolink Esthetic LC; G7, ácido fluorídrico 10% + silano + RelyX Veneer; G8, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Single Bond Universal não fotopolimerizado + RelyX Veneer; G9, ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Single Bond Universal fotopolimerizado + RelyX Veneer. Obteve-se primeiramente o módulo de elasticidade dos cimentos resinosos pelo teste de flexão de três pontos. Os discos cimentados foram posicionados em um dispositivo 'piston-on-ring' com a base voltada para o anel metálico. A máquina de ensaio universal EMIC (modelo 500, Curitiba, Brasil), programada com velocidade de 0,5 mm por minuto foi usada para acoplagem do pistão de aço inox e para fraturar os corpos-de-provas. A microscopia eletrônica de varredura, MEV, foi usada para avaliar a interface restauradora de corpos-de-provas representativos de cada condição em modo de leitura em EDS. Após a análise estatística, foi constatado que houve diferenças significantes nos valores de resistência biaxial na base da camada de cimento resinoso ($z=-t_2$) e na cerâmica ($z=0$) em todos os cimentos. A condição de polimerização prévia do adesivo produziu melhor reforço do que apenas aplicar o cimento. A análise em MEV em modo EDS não revelou diferenças na composição do cimento quando a técnica de cimentação variou.

Palavras-chave: Facetas cerâmicas. Resistência biaxial. Materiais dentários.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effect of the cementation technique on the biaxial strength of 0.5 mm thick ceramic dental laminates bonded to AllCem Veneer Trans (FGM), Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent) and RelyX[™] Veneer TR (3M ESPE), varying the presence of the adhesive and the photopolymerization or not of the adhesive on the ceramic surface. A total of 180 specimens of ceramics based on lithium e.max[®] (Ivoclar Vivadent) based on addition silicone mold (diameter 15 mm and 0.5 mm thickness) and 27 specimens of resin cement in 12mmx2mmx2mm sizes were made. The groups were: G1, 10% hydrofluoric acid + silane + Allcem Veneer APS; G2, 10% hydrofluoric acid + silane + adhesive Ambar Universal non-photopolymerized + Allcem Veneer APS; G3, 10% hydrofluoric acid + silane + adhesive Universal light-curing Amber + resin cement Allcem Veneer APS; G4, 10% hydrofluoric acid + silane + Variolink Esthetic LC; G5, 10% hydrofluoric acid + silane + Tetric N Bond Universal non-photopolymerized adhesive + Variolink Esthetic LC; G6, 10% hydrofluoric acid + silane + adhesive Tetric N Bond Universal photopolymerized + Variolink Esthetic LC; G7, 10% hydrofluoric acid + silane + RelyX Veneer; G8, 10% hydrofluoric acid + silane + Single Bond Universal Bond, non-photopolymerized + RelyX Veneer; G9, 10% hydrofluoric acid + silane + Single Bond Universal Photopolymerized adhesive + RelyX Veneer. The elastic modulus of the resin cement was first obtained by the three-point bending test. The cemented discs were positioned in a 'piston-on-ring' device with the base facing the metallic ring. The EMIC (model 500, Curitiba, Brazil), 0.5 mm/min crosshead speed was used to fracture the specimens. Scanning electron microscopy (SEM) was used to evaluate the restorative interface of representative specimens of each condition in EDS read mode. After the statistical analysis, it was observed that there were significant differences in the values of biaxial strength at the base of the resin cement layer ($z = -t/2$) and in the ceramic ($z = 0$) in all the cements. The previous polymerization condition of the adhesive produced better reinforcement than just applying the cement. SEM analysis in EDS mode revealed no differences in cement composition when cementation technique varied.

Keywords: Ceramic veneers. Biaxial Strength. Dental materials.

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BisGMA	Metacrilato de bisfenol A-glicidilo
EDS	Espectroscopia por dispersão de energia
GPa	Gigapascal
gr	grama
HT	High Translucency
LC	Light Cure
LED	Light Emitting Diode
LS ₂	Dissilicato de Lítio
MDP	10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	milímetros
mm/s	milímetro por segundo
Mpa	Megapascal
N	Newton
nm	nanômetro
°C	Grau Celsius
RC	Cimento resinoso
SiO ₂	Dióxido de Silício
TEGDMA	Dimetacrilato de trietilenoglicol
TR	Translúcido

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Materiais utilizados para confecção e cimentação dos laminados cerâmicos	29
Figura 2: Fluxograma da preparação dos espécimes de cimento resinoso para realização dos testes de resistência à flexão de três pontos	31
Figura 3: Peso inicial dos discos em cera para injeção	33
Figura 4: Fixação do <i>sprue</i> no disco de cera.....	33
Figura 5: Peso dos discos em cera após a fixação do <i>sprue</i> para injeção	34
Figura 6: Fixação do disco no anel de injeção	34
Figura 7: Fixação do disco no anel de injeção	34
Figura 8: Fixação do disco no anel de injeção	35
Figura 9: Fixação do disco no anel de injeção	35
Figura 10: Orientações do fabricante em relação a fixação	35
Figura 11: Pastilhas cerâmicas	36
Figura 12: Aplicação do redutor de tensão superficial.....	36
Figura 13: Processo de manipulação do revestimento.....	37
Figura 14: Inserção do revestimento no anel	37
Figura 15: Dispositivo à vácuo para presa do revestimento	37
Figura 16: Obtenção do anel de injeção.....	38
Figura 17: Anel em posição no forno.....	38
Figura 18: Forno programado para realizar a injeção	38
Figura 19: Recorte do anel.....	39
Figura 20: Remoção do revestimento com óxido de alumínio.....	39
Figura 21: Remoção parcial do revestimento	40
Figura 22: Cerâmica após a injeção e limpeza.....	40
Figura 23: Máquina de ensaio mecânico - modelo EMIC 5 kN.....	41
Figura 24: Determinação dos pontos para medição	43
Figura 25: Medição da espessura e diâmetro dos corpos de prova	43
Figura 26: Pesagem dos corpos de prova.....	43
Figura 27: Fluxograma da cimentação dos discos cerâmicos	47
Figura 28: Teste <i>Piston on ring</i>	50
Figura 29: Aplicação da carga no teste <i>Piston on ring</i>	50
Figura 30: Fratura do corpo de prova.....	51

LISTA DE QUADRO

Quadro 1: Principais materiais utilizados na confecção e cimentação dos espécimes.....	27
--	----

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	23
2	OBJETIVOS	25
2.1	Objetivo geral	25
2.2	Objetivos específicos	25
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	27
3.1	Confecção dos espécimes de cimento resinoso fotoativado forma de barra.....	29
3.2	Obtenção dos corpos de prova de cerâmica.....	31
3.3	Cálculo da resistência à flexão e do módulo de elasticidade do cimento ...	40
3.4	Confecção dos discos de cerâmica	41
3.5	Cimentação dos discos de cerâmica à base de dissilicato de lítio	43
3.6	Cálculo do módulo de elasticidade dos cimentos resinosos, respectivamente, em função do coeficiente de Poisson.....	48
3.7	Cálculo da resistência biaxial (Teste de Piston-on-ring).....	48
3.8	Análise estatística.....	51
3.9	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	51
4	ARTIGO	53
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
	REFERÊNCIAS	86

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas dentárias convencionais são caracterizadas como vidros, apresentando uma quantidade maior de feldspato. Devido à sua característica vítrea e cristalina, elas apresentam uma interação de reflexão óptica mais elaborada, muito semelhante às estruturas dentárias. Suas propriedades de solubilidade e corrosão são bastante adequadas, possibilitando a construção de restaurações com excelente estética e durabilidade nos trabalhos clínicos (KINA, 2005; MARSON; KINA, 2010). Adicionalmente, são possuidoras de propriedade mecânicas muito interessantes para resistir ao desgaste funcional da mastigação e suportar altas cargas oclusais. Por exemplo, o módulo de elasticidade do material (E) pode superar os 70 GPa (WHITE *et al.*, 2005), o que ultrapassa bastante o valor de elasticidade do dente humano, cerca de 13 GPa (KINNEY *et al.*, 2003).

Assim, com estas vantagens, as cerâmicas são atualmente indicadas para uma grande variedade de trabalhos protéticos. Inclusive, podem funcionar quando em espessuras bem finas. Os laminados cerâmicos que envolvem as facetas e as popularmente conhecidas lentes de contato são alternativas para trabalhos estéticos, já que são restaurações minimamente invasivas. São muito finos, podendo ter dimensões de 0,2 mm na cervical; 0,6 mm na face vestibular e 1 a 1,3 mm na borda incisal (HALLEY, 2012). Sua Estes laminados precisam ser cimentados ao substrato dental por meio de cimentos resinosos. Esta etapa pode considerada como crítica para o comportamento clínico do material, o que torna necessário o conhecimento sobre a composição química e o modo de aplicação de cada material (ANDRADE; ROMANINI, 2004).

Os laminados cerâmicos que envolvem as facetas e lentes de contato são realizados com grande frequência em casos clínicos, já que são restaurações minimamente invasivas. São muito finos tendo as dimensões 0,2 mm na cervical; 0,6 mm na vestibular e 1-1,3 mm na borda incisal (HALLEY, 2012). A adesão da cerâmica a estrutura dentária é de grande importância para que se tenha o sucesso clínico, mas é necessário o conhecimento sobre cada material e etapa do processo para que a escolha seja correta (ANDRADE; ROMANINI, 2004).

A cimentação de laminados cerâmicos é uma etapa fundamental para maior longevidade desses trabalhos protéticos (FRADEANI *et al.*, 2005; GRESNIGT, OZCAN, 2011). É necessária além de preparo adequado, espessura suficiente de

cerâmica e correta técnica laboratorial, um agente cimentante resinoso que proporcione uma superfície de união, seja na interface cerâmica - cimento ou interface substrato-cimento, proporcionando-lhe valores nas propriedades mecânicas adequadas, uma vez que as cerâmicas são materiais friáveis. Devido a variabilidade de protocolo de cimentação dos laminados que envolve principalmente a polimerização e não polimerização do adesivo como agente de união da cerâmica ao substrato, o comportamento efetivo desse adesivo é fundamental para essa adesão. No entanto, estudos específicos são necessários para verificar o real comportamento desse método. A espessura da cerâmica também interfere no grau de conversão do cimento resinoso, já que a conversão de monômeros em polímeros poderá ser insatisfatória ocasionando falhas na cimentação dependendo da espessura e tipo de cerâmica.

O mecanismo de fortalecimento do cimento resinoso em relação à falta de capacidade que a cerâmica tem de deformar mediante tensão mastigatória não é entendida completamente (SPAZZIN *et al.*, 2017). Aparentemente, sem a devida penetração dos materiais resinosos à superfície da cerâmica não há como o material restaurador indireto funcionar (FLEMING *et al.*, 2006; SPAZZIN *et al.*, 2016; SPOHR *et al.*, 2016). Como o adesivo é geralmente recomendado por alguns fabricantes para ser aplicado sobre a cerâmica, são criadas duas decisões clínicas: a de fotoativar ou não a camada do adesivo antes da cimentação (ALGHAZALI *et al.*, 2010; GONZALEZ *et al.*, 2011; HARN *et al.*, 2000; LÜHRS *et al.*, 2014; ZAHRA *et al.*, 2008). Nesse cenário, Dessa maneira, diante da popularização dos sistemas cerâmicos mais reforçados e indicados como materiais de facetas estéticas, a quantidade de reforço que um adesivo pode promover a um laminado cerâmico precisa ser estabelecida de modo a determinar a sua segurança e seu comportamento clínico possível. Adicionalmente, as variáveis que abordam sua condição física prévia a cimentação também interessa para antever problemas na linha de cimentação. Assim, o objetivo do trabalho é avaliar a eficácia da técnica de cimentação, adesivo fotoativado ou não, com o ensaio de resistência bi-axial de laminados cerâmicos com espessura da de 0,5 mm e da adesão após polimerização ou não do adesivo nas interfaces da cerâmica e do substrato. Adicionalmente, microscopia eletrônica de varredura foi conduzida na região da falha dos corpos-de-prova com o intuito de analisar a fratura.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar o efeito da técnica de cimentação dos laminados cerâmicos injetados na resistência biaxial e, também, a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de três cimentos resinosos.

2.2 Objetivos específicos

- a) determinar os valores do módulo de elasticidade e resistência à flexão, por meio do ensaio mecânico de flexão de três pontos, da cerâmica a base de dissilicato de lítio e dos três cimentos resinosos fotoativado variando a técnica de cimentação e a marca comercial do cimento;
- b) avaliar a interferência da fotoativação e a não-fotoativação do adesivo na resistência biaxial dos laminados cerâmicos de espessura aproximadamente 0,5 mm;
- c) avaliar a espessura em mm de cada conjunto de cerâmica cimentada;
- d) avaliar a composição química da interface adesiva por meio do EDS (espectroscopia por dispersão de energia) no MEV (microscópio eletrônico de varredura).

3 MATERIAL E MÉTODOS

O quadro 1 abaixo descreve os materiais (Fig. 1) e sua composição química, marca e lote que foram utilizados na realização dos espécimes e cimentação dos mesmos, a saber:

Quadro 1: Principais materiais utilizados na confecção e cimentação dos espécimes

continuação...

Material	Lote	Marca	Composição química
Cerâmica a base de Dissilicato de Lítio (e.max®) HT A1	X09652 X20550 W43347	Ivoclar Vivadent	Componentes: SiO ₂ Componentes adicionais: Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.
Revestimento para fundição Bellavest® SH	0208673 0208875	Bego	Quartzo (SiO ₂), Cristobalita, Óxido de Magnésio.
Condicionador para cerâmica – Ácido Fluorídrico 10% (Condac®)	110918 050618	FGM	Ácido Fluorídrico a 4, 5 ou 10%, água, espessante, tensoativo e corante.
Agente de União Silano Rely X™ Ceramic Primer	N88662 5	3M ESPE	3-metacriloxipropiltrimetoxissilano, etanol e água.
Agente de União Silano Prosil	060318	FGM	3-metacriloxipropiltrimetoxissilano, etanol e água.
Agente de União Primer Monobond N	X00048	Ivoclar Vivadent	Solução aquosa alcoólica de polifluoreto de amônio, metacrilato de silano e corante.
Adesivo Single Bond Universal	3296367	3M ESPE	Metacrilato de 2-hidroxietila, Bisfenol A, diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), Decametileno dimetacrilato, Etanol, Sílica tratada de silano, Água, 10-Decanodiol fosfato metacrilato, Copolímero de acrílico e ácido itacônico, Caforquinona, N-Dimetilbenzocaína.
Adesivo Single Bond Universal	329636 7	3M ESPE	Metacrilato de 2-hidroxietila, Bisfenol A, diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), Decametileno dimetacrilato, Etanol, Sílica tratada de silano, Água, 10-Decanodiol fosfato metacrilato, Copolímero de acrílico e ácido itacônico, Caforquinona, N-Dimetilbenzocaína.

conclusão.

Material	Lote	Marca	Composição química
Adesivo Tetric N-Bond Universal	W9198 5	Ivoclar Vivadent	Metacrilatos, etanol, água, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores. MDP Metacriloiloxidecil di-hidrogenofosfato, Polímero de ácido carboxílico metacrilado, Metacrilato monofuncional hidrofílico, Bisfenol A metacrilato de glicidilo, Dimetacrilato de decandiol
Adesivo Ambar Universal	060917	FGM	MDP (10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato), monômeros metacrílicos, fotoiniciadores, co-iniciadores e estabilizante. Ingredientes inativos: carga inerte (nanopartículas de sílica) e veículo (etanol).
Cimento Resinoso RelyX Veneer – TR	N90436 6	3M ESPE	Cerâmica silanizada tratada, Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA, Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), Sílica tratada de silano
Cimento Resinoso Allcem Veneer APS – Trans	170418	FGM	Monômeros metacrílicos, canforquinona, co-iniciadores, estabilizantes, pigmentos, partículas de vidro de Bário-Alumino-Silicato silanizados e dióxido de silício.
Cimento Resinoso Variolink Esthetic LC – Neutral	X23204	Ivoclar Vivadent	A matriz do monômero de Variolink Esthetic é composta de dimetacrilato de uretano e outros monômeros de metacrilato. As cargas inorgânicas são trifluoreto de itérbio e óxidos mistos esferoidais. Os iniciadores, estabilizadores, pigmentos são ingredientes adicionais. O tamanho de partícula é de 0,04-0,2 µm. O tamanho médio de partícula é de 0,1 µm. O volume total de cargas inorgânicas é de aprox. 38%.

Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 1: Materiais utilizados para confecção e cimentação dos laminados cerâmicos



A) Cerâmica à base de Dissilicato de Lítio (e.max®); B) Revestimento para fundição; C) Ácido Fluorídrico 10%; D) Silano Prosil; E) Adesivo Universal Ambar; F) Silano Ceramic Primer; G) Adesivo Single Bond Universal; H) Silano Monobond; I) Adesivo Tetric N Bond Universal; J) Cimento Variolink Esthetic LC Neutral; K) Cimento Allcem Veneer Trans; L) Cimento Rely X Veneer TR.

Fonte: Elaborado pelo autor

3.1 Confecção dos espécimes de cimento resinoso fotoativado forma de barra

Foram confeccionados 27 espécimes de dimensões de 12mm x 2mm x 2mm de cimento resinoso fotoativado Allcem Veneer Trans (FGM, Joinville, Brasil), Variolink Esthetic LC Neutral (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) e RelyX™ Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) em um molde de borracha de rigidez média para espécimes em barra (ODEME- Dental Research, Santa Catarina, Brasil). Esse molde foi previamente isolado com gel hidrossolúvel KY (Johnson & Johnson, Nova Jersey, EUA) no local onde o material foi colocado para realização desses espécimes. Feito isso, a fotoativação foi realizada pelo aparelho LED (Light Emitting Diode) de amplo espectro VALO® (Ultradent, South Jordan, EUA) com 1.000 mW/cm² de potência, em modo de polimerização standard na região central de cada espécime por 40s (Fig. 2). Esta distância foi mantida por meio da sobreposição de folhas de EVA, nas quais o fotoativador foi apoiado.

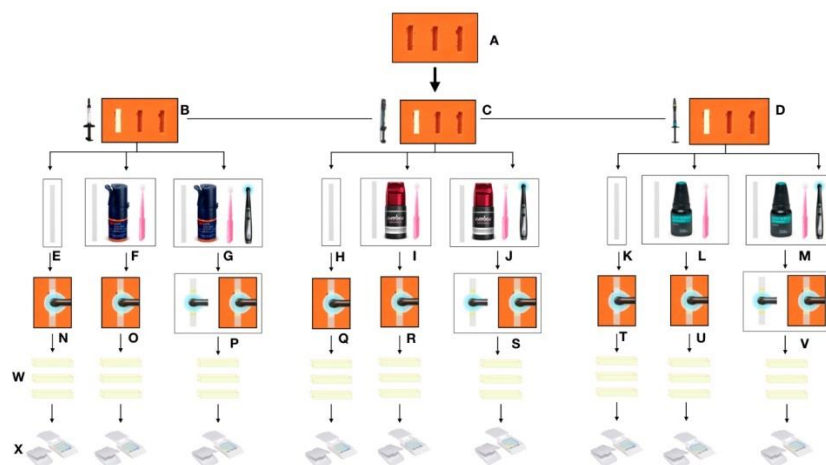
Isto posto, foram obtidos 9 grupos (n=3 para cada grupo) e confeccionados individualmente, considerando-se as seguintes condições:

- a) **Grupo 1:** cimento resinoso fotoativadoAllcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil) + tira de poliéster sem adesivo;
- b) **Grupo 2:** cimento resinoso fotoativadoAllcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil) + aplicação de adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) não fotoativado em tira de poliéster;
- c) **Grupo 3:** cimento resinoso fotoativadoAllcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil) + aplicação de adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) fotopolimerizado + em tira de poliéster;
- d) **Grupo 4:** cimento resinoso fotoativadoVariolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) + tira de poliéster sem adesivo
- e) **Grupo 5:** cimento resinoso fotoativadoVariolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) + aplicação de adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) não fotoativado em tira de poliéster;
- f) **Grupo 6:** cimento resinoso fotoativadoVariolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) + aplicação de adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) fotopolimerizado + em tira de poliéster;
- g) **Grupo 7:** cimento resinoso fotoativadoRely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) + tira de poliéster sem adesivo;
- h) **Grupo 8:** cimento resinoso fotoativadoRely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) + aplicação de adesivo AdperTM Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA) não fotoativado em tira de poliéster;
- i) **Grupo 9:** cimento resinoso fotoativadoRely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) + aplicação de adesivo AdperTM Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA) fotopolimerizado + em tira de poliéster.

Os espécimes foram removidos da matriz após o término da fotoativação e procedeu-se ao acabamento com lâmina de bisturi número 11 e polimento com lixa d'água de gramatura 2500 (Norton – Saint-Gobain, Guarulhos, Brasil), embebida em água destilada. Suas medidas foram aferidas com o paquímetro digital (VONDER-modelo: PD150/150 mm, Curitiba, Brasil) e eles foram armazenados em tubos de Eppendorf em temperatura ambiente, sem interferência da luz ambiente e realizados

24 horas antes da realização dos testes de resistência à flexão de três pontos, que serão tratados mais adiante neste trabalho.

Figura 2: Fluxograma da preparação dos espécimes de cimento resinoso para realização dos testes de resistência à flexão de três pontos



(A) molde em silicone, (B) molde em silicone com cimento RelyX Veneer TR, (C) molde em silicone com cimento AllCem Veneer TRANS, (D) molde em silicone com cimento Variolink Esthetic LC NEUTRAL, (E,H,K) tira de poliéster, (F) tira de poliéster e SB Universal, (G) tira de poliéster e SB Universal com fotopolimerização prévia, (I) tira de poliéster e Ambar Universal, (J) tira de poliéster e Ambar Universal com fotopolimerização prévia, (L) tira de poliéster e Tetric N Bond Universal, (M) tira de poliéster e Tetric N Bond Universal com fotopolimerização prévia, (N, Q, T) fotopolimerização do cimento por 40s com uma tira de poliéster interposta, (O, R, U) fotopolimerização do cimento junto com o adesivo aplicado na tira de poliéster por 40s, (P,S,V) fotopolimerização prévia do adesivo aplicado na tira de poliéster por 20s e posterior fotopolimerização sobre o cimento por 40s, (W) barras de cimento obtidas após a fotopolimerização e (X) armazenamento das barras

Fonte: Elaborado pelo autor

3.2 Obtenção dos corpos de prova de cerâmica

Foram confeccionados em laboratório discos em cerâmica injetada de dióxido de lítio IPS e.max® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), com 15 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura, conforme instruções dos fabricantes. Para uniformizar e confeccionar os discos foi utilizada uma matriz de silicone na qual era aplicada a cera (Kota Imports, São Paulo, Brasil) para posterior injeção. Os discos, tanto em cera e em cerâmica, foram mantidos individualmente em frascos plásticos estéreis até o momento de utilização nos ensaios.

Isto posto, foram obtidos 9 grupos (n=20 para cada grupo) e confeccionados individualmente, considerando-se as seguintes condições:

- a) **Grupo 1:** ácido fluorídrico 10% + silano + cimento resinoso fotoativado Allcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil);
- b) **Grupo 2:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) não fotopolimerizado + cimento resinoso Allcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil);
- c) **Grupo 3:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) fotopolimerizado + cimento resinoso Allcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brasil);
- d) **Grupo 4:** ácido fluorídrico 10% + silano + cimento resinoso fotoativado Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein);
- e) **Grupo 5:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) não fotopolimerizado + cimento resinoso Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein);
- f) **Grupo 6:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) fotopolimerizado + cimento resinoso Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein);
- g) **Grupo 7:** ácido fluorídrico 10% + silano + cimento resinoso fotoativado RelyX Veneer (3M ESPE, St. Paul, EUA);
- h) **Grupo 8:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA) não fotopolimerizado + cimento resinoso RelyX Veneer (3M ESPE, St. Paul, EUA);
- i) **Grupo 9:** ácido fluorídrico 10% + silano + adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA); fotopolimerizado + cimento resinoso RelyX Veneer (3M ESPE, St. Paul, EUA).

Com auxílio do gotejador eletrônico a cera foi colocada e nivelada sobre o molde de silicone com auxílio de um instrumento metálico plano. Foram confeccionados um total de 180 discos em cera. Em seguida, os mesmos foram inspecionados e descartados os discos que apresentavam falhas. Os discos foram divididos em 8 unidades por anel de injeção. Cada grupo de injeção foi pesado

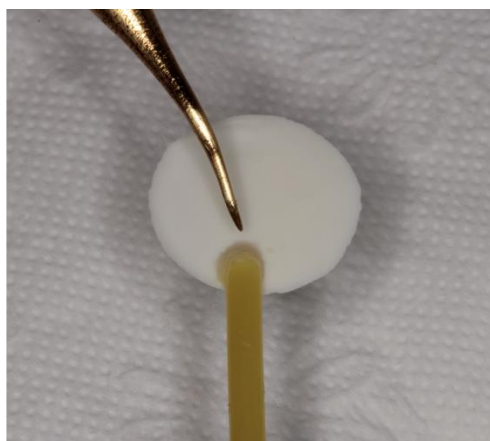
inicialmente (Fig. 3) e depois cada disco em cera recebeu a fixação do *sprue* (Fig. 4), e adiante foram pesados novamente (Fig. 5). Em seguida os corpos de prova em cera foram fixados em um ângulo entre 45 e 60 graus em relação ao anel conformador (Figs. 6, 7, 8 e 9) de acordo com as recomendações do fabricante (Fig. 10).

Figura 3: Peso inicial dos discos em cera para injeção



Fonte: Foto do autor

Figura 4: Fixação do *sprue* no disco de cera



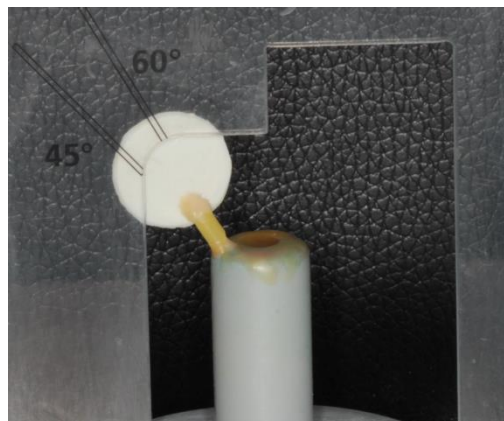
Fonte: Foto do autor

Figura 5: Peso dos discos em cera após a fixação do sprue para injeção



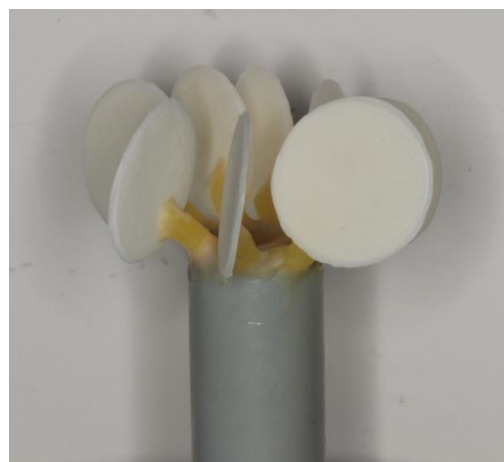
Fonte: Foto do autor

Figura 6: Fixação do disco no anel de injeção



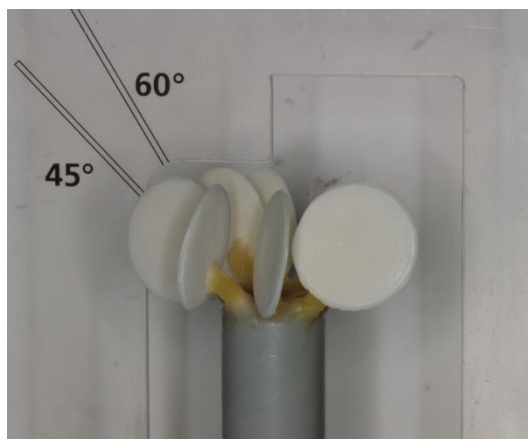
Fonte: Foto do autor

Figura 7: Fixação do disco no anel de injeção



Fonte: Foto do autor

Figura 8: Fixação do disco no anel de injeção



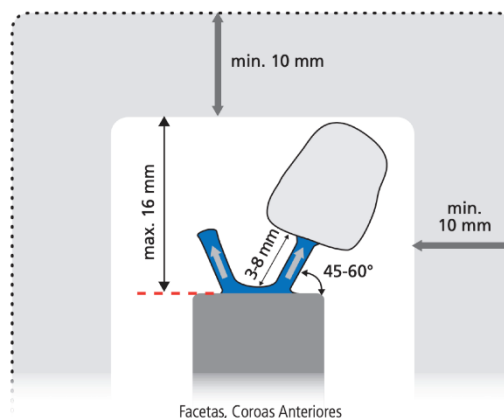
Fonte: Foto do autor

Figura 9: Fixação do disco no anel de injeção



Fonte: Foto do autor

Figura 10: Orientações do fabricante em relação a fixação



Fonte: Ivoclar Vivadent (2018)

Foi selecionado 2 pastilhas da cerâmica reforçada com dissilicato de lítio e.max® Press HT A1 (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) e colocado na balança (Fig. 11), a fim de verificar se a quantidade era suficiente para injeção conforme as orientações do fabricante. Logo após, foi aplicado em toda a superfície um redutor de tensão superficial, com objetivo evitar bolhas (Fig. 12). Seguidamente, foi manipulado o revestimento Bellavest SH (BEGO, Bremer Goldschlagerei, Alemanha) através do automisturador a vácuo visando a eliminação de bolhas, as proporções seguiram conforme as orientações do fabricante (Fig. 13). O revestimento foi inserido dentro do anel de injeção (Fig. 14) e a sua presa final foi obtida sem o contato do oxigênio externo (Fig. 15). Após a presa final (Fig. 16), o anel de injeção foi colocado em um forno (modelo: Vulcan 3-550, Dentsply-Sirona, NY, EUA) para eliminação da cera.

Figura 11: Pastilhas cerâmicas



Fonte: Foto do autor

Figura 12: Aplicação do redutor de tensão superficial



Fonte: Foto do autor

Figura 13: Processo de manipulação do revestimento



Fonte: Foto do autor

Figura 14: Inserção do revestimento no anel



Fonte: Foto do autor

Figura 15: Dispositivo à vácuo para presa do revestimento



Fonte: Foto do autor

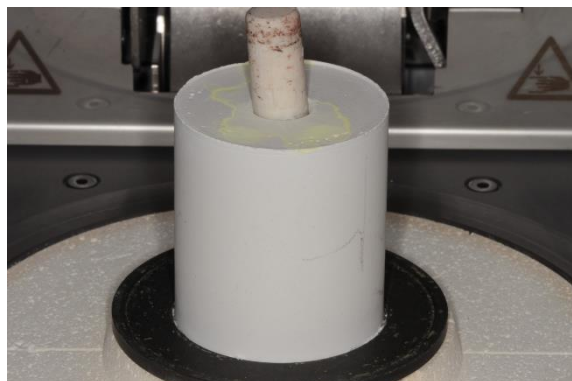
Figura 16: Obtenção do anel de injeção



Fonte: Foto do autor

O anel foi colocado no forno Programat EP 3010 (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) para realizar a injeção das pastilhas cerâmicas de acordo com a cor, translucidez e o tamanho do anel (Figs. 17 e 18).

Figura 17: Anel em posição no forno



Fonte: Foto do autor

Figura 18: Forno programado para realizar a injeção



Fonte: Foto do autor

Posteriormente a injeção e aguardado o tempo de resfriamento, o anel foi colocado dentro da central de recorte e com auxílio do disco diamantado. Foi realizado um corte em todo diâmetro do anel com cuidado para não danificar os discos cerâmicos (Fig. 19). Em seguida, utilizando um jato de óxido de alumínio e ar comprimido, o revestimento foi completamente removido (Figs. 20 e 21). Os discos cerâmicos foram colocados em uma cuba ultrassônica com água destilada (Fig. 22).

Figura 19: Recorte do anel



Fonte: Foto do autor

Figura 20: Remoção do revestimento com óxido de alumínio



Fonte: Foto do autor

Figura 21: Remoção parcial do revestimento



Fonte: Foto do autor

Figura 22: Cerâmica após a injeção e limpeza



Fonte: Foto do autor

3.3 Cálculo da resistência à flexão e do módulo de elasticidade do cimento

Após a confecção das amostras de cimento resinoso e cerâmica à base de dissilicato de lítio, os mesmos foram submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos em uma máquina de ensaio mecânico (EMIC modelo 500, Curitiba, Brasil) sob velocidade de constância de 0,5 mm/s e força de 50N (Fig. 23). Cada espécime foi colocado ao centro do dispositivo do equipamento com a superfície lisa voltada para cima. Em seguida, foi realizado o teste que analisou a deformação dos materiais quando submetidos a determinada força no ensaio mecânico, gerando um infográfico tensão x deformação pelo *software* TESC (EMIC, Curitiba, Brasil).

Figura 23: Máquina de ensaio mecânico - modelo EMIC 5 kN



Fonte: Emic (2018).

Os valores do módulo de elasticidade e a resistência à flexão desses materiais foram calculados no programa Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Novo México, EUA), juntamente com as dimensões aferidas de cada amostra. Para o cálculo desses valores:

a) Cálculo da resistência à flexão do cimento resinoso:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bd^2}$$

P = carga em Newtons (N)

L = comprimento da amostra (mm)

b = largura da amostra (mm)

d = espessura da amostra (mm)

3.4 Confeção dos discos de cerâmica

As cerâmicas IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante.

As amostras em cerâmica IPS e.max foram confeccionadas por meio da técnica da cera perdida. Para padronizar os discos cerâmicos, foi confeccionado um molde de silicone industrial com 15 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura. Utilizando um gotejador eletrônico, a cera acrílica (Kota Imports, São Paulo, Brasil) foi disposta sobre o molde. Após o resfriamento da cera, iniciou-se o processo de acabamento onde os discos de cera foram alisados com auxílio de uma lâmina de metal ligeiramente aquecida e os excessos removidos com lâmina de bisturi nº 11 (Solidor, Jandira, Brasil) e posteriormente colocados dentro de um recipiente contendo água. Após a finalização dos processos de confecção e acabamento, verificou-se a semelhança dimensional entre os discos em cera.

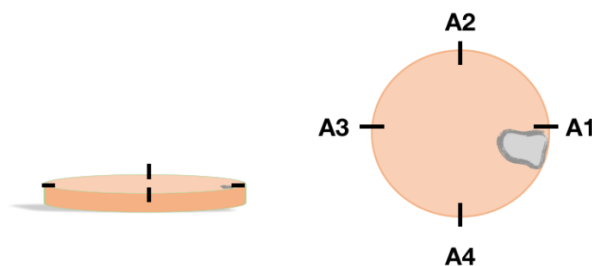
Em seguida, os discos foram preparados para o procedimento de inclusão. Inicialmente, cada disco de cera foi preso com um *sprue* de 5 mm de comprimento. Com auxílio do IPS Sprue Guide 200g (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), foi realizado para auxiliar na checagem do posicionamento correto dos *sprues* nos anéis a serem injetados. O revestimento Bellvest® SH (BEGO, Alemanha) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e introduzido nos anéis conformadores.

A cera foi eliminada em um forno elétrico (Vulcan Modelo 3-550, Dentsply Sirona, NY, EUA) à 850°C por uma hora e injetadas à 920°C, sob pressão de 5 bar por 15 minutos no forno EP3010 (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)

Após a obtenção das amostras, as superfícies dos discos cerâmicos foram submetidas aos procedimentos de inspeção e em seguida o acabamento e polimento com lixas de granulação 180, 400 e 600 (Norton – Saint-Gobain, Guarulhos, Brasil) em uma superfície plana com refrigeração com água destilada. Os discos foram inspecionados novamente e após a conferência, distribuídos de maneira aleatório para os nove grupos.

Os discos selecionados de cada grupo foram inspecionados visualmente e as medidas aferidas com paquímetro digital (VONDER-modelo: PD150/150 mm, Curitiba, Brasil) em quatro pontos pré-estabelecidos dos discos (Fig. 24), além da espessura e do diâmetro (Fig. 25). Ademais, utilizou-se uma balança analítica de alta precisão (SHIMADZU-AY200-Max 220g d: 0,1 mg - Japão) para a pesagem dos mesmos (Fig. 26). Eles foram, então, armazenados em recipiente plástico fechado e à temperatura ambiente.

Figura 24: Determinação dos pontos para medição



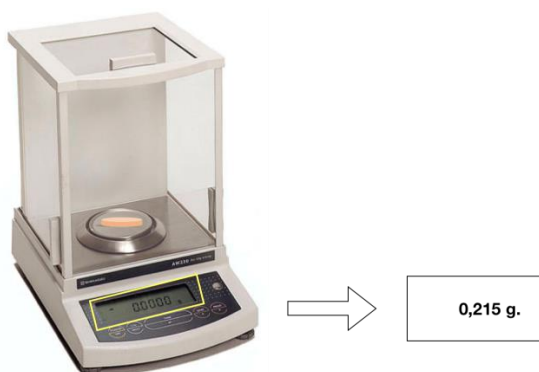
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 25: Medição da espessura e diâmetro dos corpos de prova



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 26: Pesagem dos corpos de prova



Fonte: Elaborado pelo autor

3.5 Cimentação dos discos de cerâmica à base de dissilicato de lítio

Perante ao exposto, os cento e oitenta discos foram divididos aleatoriamente em 9 grupos ($n=20$ de cada grupo) e preparados individualmente, de acordo com as seguintes condições:

- a) **G1:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Prosil (FGM, Joinville, Brasil) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Allcem Veneer Trans (FGM, Joinville, Brasil) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27A);
- b) **G2:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Prosil (FGM, Joinville, Brasil) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) com auxílio de um microaplicador sem fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Allcem Veneer Trans (FGM, Joinville, Brasil) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27B);
- c) **G3:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Prosil (FGM, Joinville, Brasil) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Ambar Universal (FGM, Joinville, Brasil) com auxílio de um microaplicador com fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Allcem Veneer Trans (FGM, Joinville, Brasil) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi

sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27C);

- d) **G4:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Variolink Esthetic LC neutral (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27D).
- e) **G5:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) com auxílio de um microaplicador sem fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Variolink Esthetic LC neutral (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27E);
- f) **G6:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e

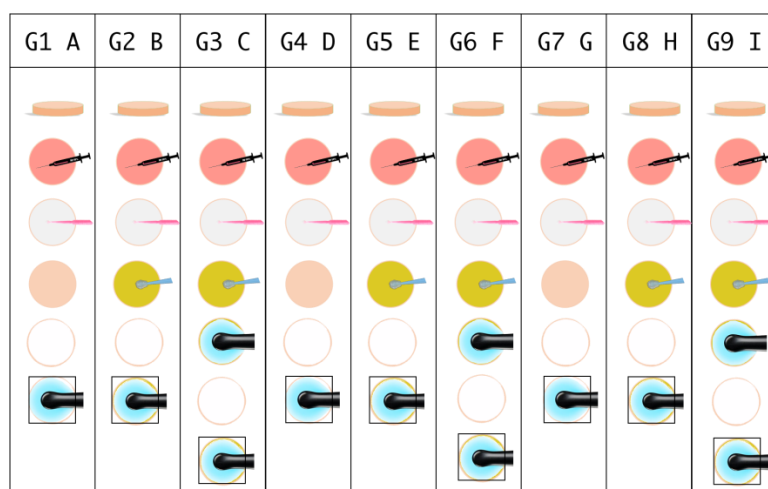
aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Tetric N Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) com auxílio de um microaplicador com fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Variolink Esthetic LC neutral (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27F);

- g) **G7:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Ceramic Primer (3M ESPE, St. Paul, EUA) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Rely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27G);
- h) **G8:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Ceramic Primer (3M ESPE, St. Paul, EUA) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Adper Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA) com auxílio de um microaplicador sem fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Rely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma

carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27H);

- i) **G9:** Os discos cerâmicos deste grupo foram condicionados com ácido fluorídrico Condac 10% (FGM, Joinville, Brasil) durante 20 segundos, e aplicada duas camadas alternadas do agente de união silano Ceramic Primer (3M ESPE, St. Paul, EUA) com microaplicador descartável, seguidamente de jato de ar comprimido sobre os mesmos. Logo após, foi aplicado uma camada do adesivo Adper Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, EUA) com auxílio de um microaplicador com fotoativação. Depois, foi colocada uma camada suficiente para extravasar Rely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, EUA) fotoativado sobre eles. Além disso, uma tira de acetato foi sobreposta ao cimento resinoso, além de uma carga de 23,23 gr sob essa tira, para que ele se espalhasse uniformemente sobre o disco. Removeu-se esse peso e procedeu-se a fotoativação do conjunto na porção central do disco por 20 segundos com uso do aparelho de fotopolimerização VALO (Ultradent, South Jordan, EUA) (Fig. 27I).

Figura 27: Fluxograma da cimentação dos discos cerâmicos



Fonte: Foto do autor

Os módulos de elasticidade da porcelana (E_1^*) e do cimento resinoso (E_2^*) sob as diferentes condições foram calculados em função de seus respectivos coeficientes de Poisson V_1 e V_2 , que representam a razão constante da deformação lateral e longitudinal na faixa de elasticidade do material resinoso e da cerâmica. Os valores do coeficiente de Poisson da cerâmica (0,25) foi de acordo com Zeng, Odén e Rowcliffe (1996) e Spazzin *et al.* (2017) e do cimento resinoso (0,27) conforme De Jager, Pallav e Feilzer (2004) e Spazzin *et al.* (2017).

3.6 Cálculo do módulo de elasticidade dos cimentos resinosos, respectivamente, em função do coeficiente de Poisson

a) Cálculo do plano neutro das cerâmicas cimentadas:

T_1 = espessura da cerâmica (mm)

T_2 = espessura do agente de cimentação (mm)

$$tn = \frac{E_1^*(t_1)^2 - E_2^*(t_2)^2}{2(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)}$$

3.7 Cálculo da resistência biaxial (Teste de Piston-on-ring)

Os métodos para determinar a resistência à flexão de materiais cerâmicos são uniaxiais ou biaxiais. A principal vantagem do ensaio de resistência biaxial em relação ao uniaxial é que não existe concentração de tensão nas bordas do corpo de prova. Durante o ensaio, as arestas do disco permanecem na porção externa aos pontos de apoio do dispositivo de ensaio. A concentração de estresse está presente no centro da superfície contrária à aplicação da força, não sendo influenciada por tensões concentradas independente do formato da amostra, por exemplo, as arestas (ALBAKRY *et al.*, 2003; ALBAKRY *et al.*, 2004; DIKICIER *et al.*, 2017).

O cálculo da tensão biaxial considerando o conjunto cerâmica/cimento resinoso com cada variação foi realizado pelo teste *Piston-on-ring*, onde é utilizado para medir a força biaxial de materiais frágeis. Essa análise consiste em uma máquina de ensaio mecânico com uma haste metálica arredondada na sua

extremidade que foi colocada no centro dos disco cimentos e apoiados a uma plataforma de aço (Figs. 28, 29 e 30) (DIKICIER *et al.*, 2017).

O cálculo da tensão biaxial dos grupos, anteriormente já descritos, foi realizado nas posições de acordo com as equações abaixo (FERBER; LANCE; HSUEH, 2005), sendo a força em posição z-axial centro de $z=0$, a posição $t=0$ foi da região da interface cerâmica/cimento resinoso e da posição da ponta do dispositivo ao cimento resinoso de $z=t_2$. Assim, no que tange à tensão biaxial dos discos cimentados, ela foi calculada de acordo com a posição z-axial central, onde a posição $z=0$ foi da interface cerâmica/cimento resinoso e a posição da ponta do dispositivo ao cimento resinoso de $z=-t_2$, como pode ser visto nas seguintes equações, respectivamente:

$$z = 0$$

$$\sigma_{bf} = \frac{-3P(1+\nu)(z - tn)}{2\pi(t_1 + t_2)^3} \left[1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-\nu}{1+\nu} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right]$$

X

$$\left[\frac{E_2^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1 + t_2)^3}{[(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)]} \right]$$

$$z = -t_2$$

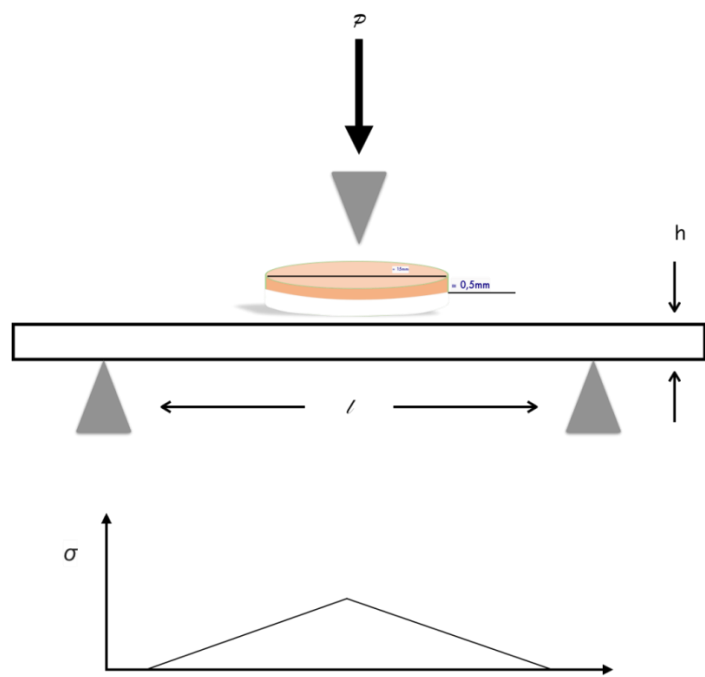
$$\sigma_{bf} = \frac{-3P(1+\nu)(z - tn)}{2\pi(t_1 + t_2)^3} \left[1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-\nu}{1+\nu} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right]$$

X

$$\left[\frac{E_2^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1 + t_2)^3}{[(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)]} \right]$$

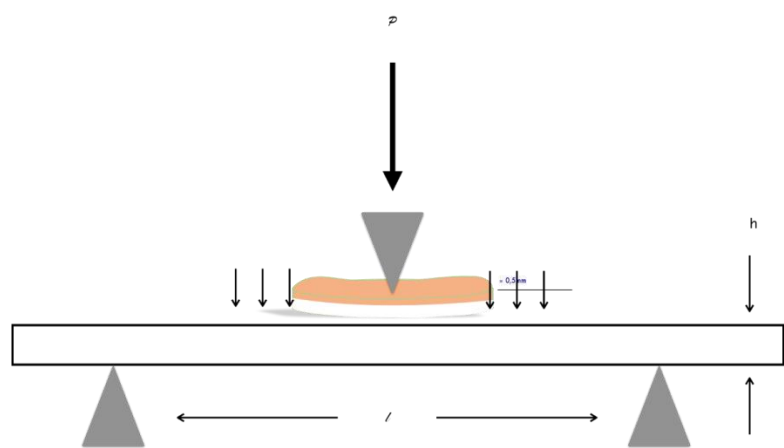
Para realização do teste *Piston-on ring*, foi utilizado um lençol de borracha acima e abaixo de cada amostra para amortecimento durante o ensaio mecânico. Adiante, iniciou-se o teste sob velocidade de 0,5 mm/s e carga de 50N até a fratura da amostra.

Figura 28: Teste *Piston on ring*



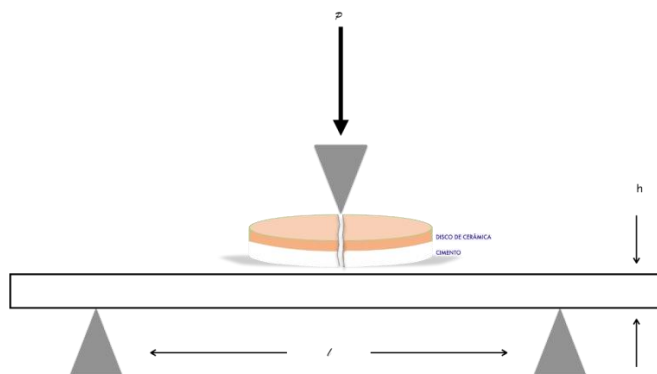
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 29: Aplicação da carga no teste *Piston on ring*



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 30: Fratura do corpo de prova



Fonte: Elaborado pelo autor

3.8 Análise estatística

Os resultados foram avaliados quanto à normalidade para, posteriormente, serem submetidos a avaliações paramétricas e não-paramétricas. Assim, os resultados do presente estudo foram submetidos ao teste estatístico ANOVA dois critérios com nível de significância 95% e o teste paramétrico “*post-hoc*” Tukey.

3.9 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) foi utilizada com o objetivo de analisar e obter imagens da superfície das amostras, verificando a presença de trincas, avaliando a interface adesiva, a camada de cerâmica e do cimento resinoso. Além disso, uma análise química semiquantitativa (EDS) na porção da cerâmica e do cimento resinoso. As imagens são obtidas através de um feixe de elétrons produzido por um filamento de tungstênio, e por meio de lentes magnéticas, o diâmetro do feixe é reduzido para 10 nm. Por meio de dispositivos eletrônicos, o feixe de elétrons é controlado de modo a varrer a superfície da amostra. Os átomos da superfície da amostra, ao serem impactados pelo feixe de elétrons, são excitados e emitem fótons. Estes são coletados por um detector de partículas, gerando um sinal que é amplificado e usado para modular o brilho de um tubo de raios catódicos que é varrido simultaneamente com o feixe de elétrons.

A avaliação morfológica da união da cerâmica aos diferentes cimentos foi realizada por meio do MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura – JEOL modelo IT300, Japão) em modo de leitura de elétrons secundários, usando o EDS

(espectroscopia por dispersão de energia pelo *software* AZtec (OXFORD/USA), comumente utilizado para avaliação da composição química dos materiais.

Para esse procedimento duas amostras de cada grupo foram metalizadas em carbono, para posterior análise dos mesmos. É necessário que as amostras passem pelo processo de metalização para transforma-las em bons condutores elétricos permitindo com que as imagens possam ser geradas.

4 ARTIGO

A proposta de artigo de acordo com o tema da pesquisa será enviada para publicação na revista Brazilian Oral Research com o título:

Effect of different cementation techniques on the biaxial strength of ceramic laminates based on lithium disilicate with three photopolimizable resin cement

A realização do artigo seguiu as normas da revista **Brazilian Oral Research (Qualis A2)**, disponíveis no site para apreciação: <http://www.scielo.br/revistas/bor/iinstruc.html> .

Effect of different cementation techniques on the biaxial strenght of ceramic laminates based on lithium dissilicate with three photopolimizable resin cement

Douglas Ferreira de Freitas^a, Riviane Alessandra Amaral da Cunha^a, Larissa Cristina Pains da Silva^a, Luis Henrique Andrade Maia^c, Paulo Isaías Seraidarian^b, Alberto Nogueira da Gama Antunes^b

^aDepartment of Dentistry, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

^bProfessor Department of Dentistry, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

^cProfessor Department of Mechatronics Engineering, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

Correspondence to: Alberto Nogueira da Gama Antunes. Avenida Dom José Gaspar, 500, Coração Eucarístico, Belo Horizonte - MG, CEP 30535-901, Prédio 46, Telephone +55 31 3319-4242. E-mail: antunes1978@gmail.com

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to evaluate the effect of the biaxial resistance of 0.5 mm ceramics of lithium e.max® (Ivoclar Vivadent) bonded to AllCem Veneer Trans (FGM), Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent) and RelyX™ Veneer TR (3M ESPE).

Methods: The groups were: G1, 10% hydrofluoric acid + Allcem Veneer APS, G2, 10% hydrofluoric acid + silane + Amber Universal adhesive, non-photopolymerized + Allcem Veneer APS, G3, hydrofluoric acid to 10% + silane + Amber Universal Adhesive + Allcem Veneer APS resin cement, G4, 10% hydrofluoric acid + silane + Variolink Esthetic LC; G5, 10% hydrofluoric acid + Silane + immersed + Variolink Esthetic LC; G6, 10% hydrofluoric acid + silane + Tetric N Bond Universal photopolymerizable adhesive + Variolink Esthetic LC; G7, 10% hydrofluoric acid + silane + RelyX Veneer; G8, 10% hydrofluoric acid + silane + Single bond, non-photopolymerizable + RelyX veneer bond; G9, 10% hydrofluoric acid + silane + single bond + RelyX Veneer universal photopolymerized adhesive. The modulus of elasticity of the resin cement was obtained by the three point bending test. The discs were positioned on the piston-in-ring device with the base facing the metal ring. The EMIC model (model 500, Curitiba, Brazil) with 0.5 mm/min crosshead speed was used to fracture the specimens.

Results: Scanning Electron Microscopy (SEM) was used for the restorative interface of specimens representative of each condition in the EDS reading mode. After the statistical analysis, the differences in the biaxial concentrations in the base of the resin layer ($z = -t/2$) and the ceramics ($z = 0$) in all the cements were observed.

Significance: The prior condition of polymerization of the article produces improved only that it is applied. An SEM analysis not EDS mode can be found when a feeding technique varies.

Keywords: Dental veneers. Flexural strenght protocol. Material testing.

1 INTRODUCTION

Conventional dental ceramics are characterized as glass, exhibiting a greater amount of feldspar. Due to their crystalline and vitreous characteristics, they have a more elaborate optical reflection interaction, very similar to dental structures. Ceramics' properties of solubility and corrosion are quite adequate, allowing the construction of restorations with excellent aesthetics and durability in clinical work^{1,2}. In addition, they possess very interesting mechanical properties to resist the functional wear of mastication and to withstand high occlusal loads. For example, the modulus of elasticity of the material may exceed 70 GPa³, which greatly exceeds the elasticity of the human tooth, which is about 13 GPa⁴.

Ceramics are currently suitable for a wide variety of prosthetic works. They can even work when in very thin thicknesses. Ceramic laminates that surround facets and popularly known contact lenses are alternatives to aesthetic work since they are minimally invasive restorations. They are very thin, and may have dimensions of 0.2 mm in the cervical; 0.6 mm in the vestibular face and 1 to 1.3 mm in the incisal edge⁵. These laminates need to be cemented to the dental substrate by means of resin cements. This step can be considered as critical for the clinical behavior of the material, which makes it necessary to know about the chemical composition and the mode of application of each material⁶.

The mechanism of reinforcement of the resin cement in relation to the lack of capacity that the ceramic has to deform by masticatory tension is not fully understood⁷. However, it is not possible to find the indirect restorative material (Figure 1). As the adhesive is generally recommended by some

manufacturers to be applied over the ceramic, two clinical decisions are created: to photoactivate or not the adhesive layer prior to cementation^{8,9,10,11}. Thus, in view of the popularization of new reinforced ceramic systems and indicated as aesthetic veneer materials, the amount of reinforcement that an adhesive and resin cement can promote to a ceramic laminate needs to be analyzed in a laboratory environment in order to determine its safety and their probable clinical behavior. Additionally, the variables that address how resinous adhesive materials will be used also matters to foresee problems in the cementing line.

The objective of this work was to evaluate the biaxial strength of different materials and cementation techniques, with the adhesive being photo activated or not before the cement using the bi-axial strength test of ceramic laminates with thickness of 0,5mm and adhesion. Additionally, scanning electron microscopy was conducted in the fault region of the specimens in order to analyze the morphology of the union.

2 MATERIALS AND METHOD

Table 1 below describes the materials and their chemical composition, make and lot that were used in the present study.

Table 1: Main materials used in the confection and cementation of specimens

Material	Lot	Brand	Chemical composition
Ceramics based on Lithium Dissilicate (e.max®) HT A1	X09652 X20550 W43347	Ivoclar Vivadent	Components: SiO ₂ Additional components: Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ and other oxides.
Casting for foundry Bellavest® SH	0208673 0208875	Bego	Quartz (SiO ₂), Cristobalite, Magnesium Oxide.
Porcelain conditioner - 10% hydrofluoric acid (Condac®)	110918 050618	FGM	10% Fluoridric Acid, water, thickener, surfactant and colorant.
Silano Rely X™ Ceramic Primer	N886625	3M ESPE	3-methacryloxypropyltrimethoxysilane, ethanol and water.
Silano Prosil Ceramic Primer	060318	FGM	3-methacryloxypropyltrimethoxysilane, ethanol and water.
Silano Monobond N Ceramic Primer	X00048	Ivoclar Vivadent	Aqueous alcoholic solution of ammonium polyfluoride, silane methacrylate and dye.
Adper™ Single Bond Universal Adhesive	3296367	3M ESPE	2-hydroxyethyl methacrylate, Bisphenol A diglycidyl ether dimethacrylate (BisGMA), Decamethylene dimethacrylate, Ethanol, Silane treated silica, Water, 10-Decanediol phosphate methacrylate, Acrylic copolymer and itaconic acid, Caforquinone, N-Dimethylbenzocaine.
Tetric N-Bond Universal Adhesive	W91985	Ivoclar Vivadent	Methacrylates, ethanol, water, highly dispersed silicon dioxide, initiators and stabilizers. MDP Methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate, Methacrylated carboxylic acid polymer, Hydrophilic monofunctional methacrylate, Bisphenol A glycidyl methacrylate, Decandiol dimethacrylate
Ambar Universal Adhesive	060917	FGM	MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate), methacrylic monomers, photoinitiators, co-initiators and stabilizer. Inactive ingredients: inert filler (silica nanoparticles) and carrier (ethanol).
RelyX™ Veneer light-curing resin cement – TR	N904366	3M ESPE	Treated silanized ceramics, triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA), bisphenol A diglycidyl ether dimethacrylate (BisGMA), silane treated silica
Allcem Veneer APS light-curing resin cement – Trans	170418	FGM	Methacrylic monomers, camphorquinone, co-initiators, stabilizers, pigments, silanized Barium-Alumino-Silicate glass particles and silicon dioxide
Variolink Esthetic LC light-curing resin cement – Neutral	X23204	Ivoclar Vivadent	The Variolink Esthetic monomer matrix is composed of urethane dimethacrylate and other methacrylate monomers. The inorganic fillers are ytterbium trifluoride and mixed spheroidal oxides. The initiators, stabilizers, pigments are additional ingredients. The particle size is 0.04-0.2 µm. The mean particle size is 0.1 µm. The total volume of inorganic fillers is approximately 38%.

2.1 Preparation of the specimens in the shape of bars with photoactivated resin cement and elastic modulus test

Twenty-seven specimens of 12mm x 2mm x 2mm dimensions were prepared with Allcee Veneer Trans (FGM, Joinville, Brazil), Variolink Esthetic LC Neutral (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and RelyX Veneer TR resin cements (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) in a medium stiffness rubber mold for bar specimens (ODEME- Dental Research, Santa Catarina, Brazil). This template was previously isolated with water-soluble K-Y Jelly (Reckitt Benckiser, Slough, UK) at the site where the material was placed to make such specimens. The photoactivation was conducted with the VALO wide-spectrum LED curing light (Ultradent, South Jordan, UT, USA) with 1,000 mW/cm² power, in standard polymerization mode in the central region of each specimen for 40 s (Figure 2) at a distance of 5 mm. A total of nine groups (three for each condition) were obtained under the following conditions:

1. Condition 1: resin cement Allcem Veneer APS (FGM, Joinville, Brazil) + polyester strip without adhesive;
2. Condition 2: resin cement Allcem Veneer APS + application of non-photoactivated Ambar Universal adhesive (FGM, Joinville, Brazil) previously applied on polyester strip;
3. Condition 3: resin cement Allcem Veneer APS + application of Amber Universal bonded light + polyester strip;
4. Condition 4: photoactivated resin cement Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) + polyester strip without adhesive;

5. Condition 5: resin cement Variolink Esthetic LC + application of Tetric N Bond Universal adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) not photoactivated in polyester strip;
6. Condition 6: photoactivated resin cement Variolink Esthetic LC + adhesive application Tetric N Bond Universal photopolymerized + polyester strip;
7. Condition 7: resin cement Rely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) + polyester strip without adhesive;
8. Condition 8: resin cement Rely X Veneer TR + application of adhesive Adper Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) non-photoactivated polyester strip;
9. Condition 9: resin cement Rely X Veneer TR + application of adhesive Adper Single Bond Universal photopolymerized + polyester strip.

The specimens were removed from the matrix after the end of the photoactivation and the work was carried out with a No. 11 scalpel blade and polishing with 2500 grams of water (Norton, Saint-Gobain, Guarulhos, Brazil) in distilled water. Their measurements were measured with the digital caliper (VONDER-model: PD150 / 150 mm) and they were stored in Eppendorf tubes with 1.5 ml of distilled water at 37°C, without interference from the ambient light to be worked 24 hours before performing the three-point flexural strength tests. The values of the modulus of elasticity of these materials were calculated according to the measured dimensions of each specimen.

a) Calculation of the modulus of elasticity of the resin cements:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bd^2}$$

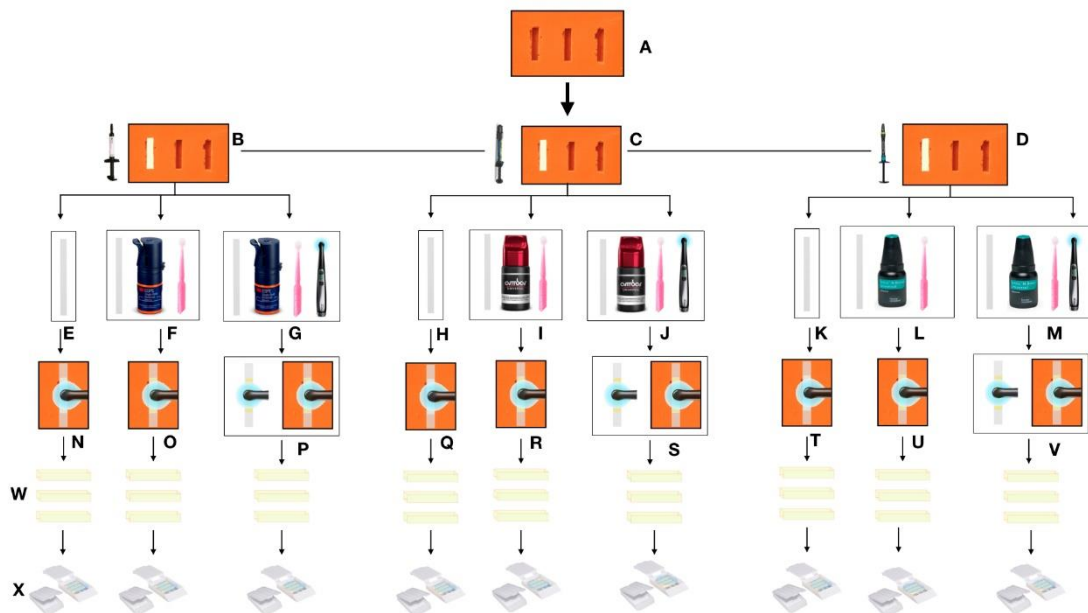
P = charge in Newtons (N)

L = sample length (mm)

b = sample width (mm)

d = sample thickness (mm)

Figure 1: Flowchart of the preparation of resin cement specimens for three-point flexural strength tests.



(A) silicone mold, **(B)** silicone mold with RelyX Veneer TR cement, **(C)** silicone mold with Allcem Veneer TRANS cement, **(D)** silicone mold with Variolink Esthetic LC NEUTRAL cement, **(E, H, K)** polyester strip and Universal Amber, **(J)** polyester strip and Universal Amber with prior photopolymerization, **(L)** polyester strip and Tetric N Bond Universal, **(M)** polyester strip and Tetric N Bond Universal with prior photopolymerization, **(N, Q, T)** photopolymerization of the cement for 40 s with an interposed polyester strip, **(O, R, U)** photopolymerization of the cement together with the adhesive applied on the polyester strip for 40 s, **(P, S, V)** prior photopolymerization of the adhesive applied on the polyester strip for 20 s and subsequent photopolymerization on

the cement for 40 s, **(W)** cement bars obtained after photopolymerization and **(X)** storage of cement bars in a histological cassette immersed in distilled water.

2.2 Obtaining ceramic specimens and cementation of discs

IPS e.max HT A1 lithium disilicate (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 15 mm diameter and 0.5 mm thick injected ceramic discs were produced according to manufacturers' instructions. To standardize and make the disks, a silicone matrix was used in which the wax (Kota Imports, São Paulo, Brazil) was applied for subsequent injection. The disks, both in wax and ceramic, were kept individually in sterile plastic bottles until the time of use in the tests.

After obtaining the ceramics in disks, the surfaces of each one were inspected and then the finishing and manual polishing was done with 180, 400 and 600 granulation sieves (Norton, Saint-Gobain, Guarulhos, Brazil) on a flat base with refrigeration with distilled water. The discs selected from each group were visually inspected and the measures measured with a digital caliper (VONDER-model: PD150 / 150 mm, Curitiba, Brazil) at four preset points of the discs (Figure 24), as well as the thicknesses and diameters. Then, nine groups (n=20) were obtained considering the following cementation conditions:

1. Group 1: hydrofluoric acid 10% + silane + cement Allcem Veneer APS. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid (FGM, Joinville, Brazil) for 20 s and washed in running water. Then two alternating layers of the silane coupling agent Prosil (FGM, Joinville, Brazil) were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air on

them. Afterwards, a sufficient layer was placed to overflow Allcem Veneer APS (trans color) on them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. The charge was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus (Ultradent, South Jordan, UT, USA);

2. Group 2: hydrofluoric acid 10% + silane + adhesive Ambar Universal non-photopolymerized + resin cement Allcem Veneer APS. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20s, and two alternating layers of the silane coupling agent Prosil (FGM, Joinville, Brazil) were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air thereon. Soon after, a layer of the Ambar Universal adhesive was applied with the aid of a microapplicator without photoactivation. Afterwards, a sufficient layer was placed to overflow from the Allcem Veneer APS on them. The same cementation procedures were followed as described above in Group 1. Adhesive and cement were exposed to light at the same time;
3. Group 3: 10% hydrofluoric acid + silane + Universal light-curing Ambar adhesive + resin cement Allcem Veneer APS. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid) for 20s. Then two alternate layers of the Prosil silane coupling agent were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air thereon. Afterwards, a layer of

the Ambar Universal adhesive (FGM, Joinville, Brazil) was applied with the aid of a microapplicator with photoactivation of 20 s. Afterwards, a sufficient layer was placed to overflow Allcem Veneer Trans (FGM, Joinville, Brazil) photoactivated on them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for another 20 s using the VALO photopolymerization apparatus (Ultradent, South Jordan, UT, USA);

4. Group 4: 10% hydrofluoric acid + silane + photoactivated resin cement Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid (FGM, Joinville, Brazil) for 20 s, and two alternate layers of the Monobond S silane (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air over them. A sufficient layer was then added to pass Variolink Esthetic LC neutral (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) photoactivated on them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus (Ultradent, South Jordan, UT, USA);

5. Group 5: 10% hydrofluoric acid + silane + Tetric N Bond Universal adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) non-photopolymerized + resin cement Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20 s, and two alternating layers of the Monobond S silane coupling agent were dispensed with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air thereon. Subsequently, a layer of the Tetric N Bond Universal adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was applied with the aid of a microapplicator without photoactivation. A sufficient layer was then added to vent the Variolink Esthetic LC neutral photoactivated onto them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus. Adhesive and cement were polymerized at the same time;
6. Group 6: 10% hydrofluoric acid + silane + adhesive Tetric N Bond Universal photopolymerized + resin cement Variolink Esthetic LC. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20 s, and two alternating layers of the Monobond S silane coupling agent were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air thereon. Subsequently, a layer of Tetric N Bond Universal adhesive was

applied with the aid of a microactivator with photoactivation. A sufficient layer was then added to vent the Variolink Esthetic LC neutral photoactivated onto them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20s using the VALO photopolymerization apparatus;

7. Group 7: 10% hydrofluoric acid + silane + photoactivated resin cement RelyX Veneer (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20 s, and two alternate layers of the Ceramic Primer silane coupling agent (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air over the same. A sufficient layer was then added to extrude Rely X Veneer (TR color) over them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus;
8. Group 8: 10% hydrofluoric acid + silane + Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) non-photopolymerized + RelyX Veneer resin cement. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20 s,

and two alternate layers of the Ceramic Primer silane coupling agent (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air over the same. Soon after, a layer of Adper Single Bond Universal adhesive was applied with the aid of a microapplicator without photoactivation. Afterwards, a sufficient layer was placed to extrude Rely X Veneer TR photoactivated on them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus. Adhesive and cement were polymerized at the same time;

9. Group 9: hydrofluoric acid 10% + silane + Single Bond universal bonded cement + RelyX Veneer resin cement. The ceramic disks of this group were conditioned with 10% Condac Porcelana hydrofluoric acid for 20 s, and two alternating layers of the silane coupling agent Ceramic Primer were applied with a disposable microapplicator, followed by a jet of compressed air thereon. Subsequently, a layer of Adper Single Bond Universal adhesive (3M ESPE, St. Paul, USA) was applied with the aid of a microactivator with photoactivation. A sufficient layer was then added to extrude Rely X Veneer TR (3M ESPE, St. Paul, USA) photoactivated on them. In addition, a strip of acetate was superimposed on the resin cement, in addition to a load of 23.23 g under that strip, so that it would spread evenly over the

disc. This weight was removed and the assembly was photoactivated in the central portion of the disc for 20 s using the VALO photopolymerization apparatus.

2.3 Calculation of biaxial resistance (piston-on-ring)

The biaxial test was performed using a mechanical test machine (INSTRON, EMIC 5kN, Paraná, Brazil) and the piston-on-ring method. For this test, each specimen was positioned with the surface upwards, centered and subjected to a load of 50N at a speed of 0.5 mm/s.

The elastic modulus of the ceramic and the resin cement was calculated as a function of the Poisson coefficient, according to the equations below. However, it is necessary to note that the values of the Poisson coefficient of the ceramic (0.25) were defined according to the parameters indicated by Zeng et al.¹². In the case of resin cement (0.27), the definitions occurred as indicated by Jager et al.¹³. The value of the modulus of elasticity of the ceramic was 90 GPa, according to the manufacturer's information. The moduli of elasticity of the cementitious materials were initially calculated following the experimental conditions proposed by the present study.

$$E_1^* = \frac{E_1}{1 - \nu_1^2} \qquad E_2^* = \frac{E_2}{1 - \nu_2^2}$$

For their analysis, it was determined that E_1^* and E_2^* refer to the modulus of elasticity as a function of the Poisson coefficient, E_1 and E_2 indicate the modulus of elasticity, while ν_1 and ν_2 indicate the Poisson coefficients. The neutral plane was calculated as a function of the thickness of the ceramic, the

resin cementing agent, the modulus of elasticity as a function of the Poisson coefficient of the ceramic and the resin cement according to the equation below:

$$tn = \frac{E_1^*(t_1)^2 - E_2^*(t_2)^2}{2(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)}$$

The marker t_1 is related to the thickness of the ceramics and t_2 to the thickness of the resin cement.

Thus, with respect to the biaxial stress of the cemented discs, it was calculated according to the central z-axial position, where the position $z = 0$ was of the ceramic / resin cement interface and the position of the tip of the device to the z resin resin cement = $-t_2$, as can be seen in the following equations, respectively:

$$z = 0$$

$$\sigma_{bf} = \frac{-3P(1+v)(z - tn)}{2\pi(t_1 + t_2)^3} \left[1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-v}{1+V} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right]$$

$$\overline{X}$$

$$\left[\frac{E_2^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1 + t_2)^3}{[(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)]} \right]$$

$$z = -t_2$$

$$\sigma_{bf} = \frac{-3P(1+v)(z - tn)}{2\pi(t_1 + t_2)^3} \left[1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-v}{1+V} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right]$$

$$\overline{X}$$

$$\left[\frac{E_2^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1 + t_2)^3}{[(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)]} \right]$$

The results of the present study were submitted to statistical analysis of variance two criteria with a level of significance of 95% and Tukey post-hoc parametric test using GraphPad Prism software.

2.4 Scanning electron microscopy (SEM)

The morphological evaluation of the bonding of the ceramic to the different cements was carried out using an SEM (Scanning Electron Microscope – JEOL, JSM-IT300, Tokyo, Japan) in the mode of reading of secondary electrons. For this procedure, two samples from each experimental group (1 to 9) were covered in carbon, for later morphological analysis of the union region.

3. RESULTS

Table 2 shows the modulus of elasticity calculated by the flexural strength test. The results in relation to the biaxial stress test are given in Tables 2 and 3.

Table 2. Means in GPa. of the modulus of elasticity of the cements in different polymerization conditions

Resin cement	Control	Non-photoactivated adhesive	Photoactivated adhesive	n=
Allcem Veneer	2.47	2.13	2.32	3
Variolink Esthetic LC	1.72	1.77	1.88	3
RelyX Veneer	2.62	1.92	1.92	3

Source: Elaborated with data collected from the research.

Table 3. Means in MPa. and standard deviation of the biaxial strength test at t = 0

Resin Cement	Control	Non-photoactivated adhesive	Photoactivated adhesive
Allcem Veneer	335.60 (108.18) A	327.51 (108.18) A	372.18 (119.82) A
Variolink Esthetic LC	306.60 (143.99) B	422.62 (210.06) A	408.58 (105.27) AB
RelyX Veneer	216.09 (106.24) B	285.79 (63.03) AB	341.22 (56.66) A

^{A, B} Averages and standard deviation in rows followed by the same capital letters are not considered statistically different from each other ($p > 0.05$).^{a, b} The p values were obtained using two-way analysis of variance and the Tukey post-hoc parametric test.

Source: Elaborated with data collected from the research.

At $t = 0$, for the resin cement Allcem Veneer, there is no difference in relation to the cementation technique (Table 3).

With the Variolink Esthetic LC cement and the Tetric N Bond Universal adhesive, also in the same region of analysis, the best result achieved was the condition of the photoactivated adhesive together with the resinous cement (G5), without, however, presenting a statistically significant difference in relation

to the condition which makes use of the polymerized adhesive prior to the placement of the resin cement.

Also in Table 3, it is noticed that with cement and RelyX Veneer, the cementation conditions presented equal results with the exception of the group in which the cement is polymerized before.

Table 4. The results in MPa in relation to the biaxial stress test at $z = -t_2$.

Resin cement	Control	Non-photoactivated adhesive	Photoactivated adhesive
Allcem Veneer	19.36 (7.88) AB	17.79 (3.54) B	21.58 (6.91) A
VariolinkEsthetic LC	14.96 (7.56) A	20.05 (4.79) A	16.21 (5.49) A
RelyX Veneer	24.85 (12.45) A	16.84 (1.87) B	15.05 (2.63) B

^{A, B} Averages and standard deviation in rows followed by the same capital letters are not considered statistically different from each other ($p > 0.05$).^{a, b} The p values were obtained using two-way analysis of variance and the Tukey post-hoc parametric test .

Source: Elaborated with data collected from the research

The average values in the biaxial stress test at $z = -t_2$ did not present statistical differences in the control group between the Variolink Esthetic LC and the Allcem Veneer cements. Only the RelyX Veneer cement (24.85 MPa) showed a significant difference in relation to adhesive conditions not photoactivated and previously photoactivated adhesive.

Again, for the joint Allcem Veneer and Universal Amber Adhesive, photoactivating the adhesive before is better than the polymerization occurring at the same time as the cement.

The situation of $z = -t_2$ for the Variolink Esthetic LC cement showed that non-polymerization of the adhesive has a beneficial effect in relation to the use of cement alone. Despite this, this condition was not different from the group that photoactivated the adhesive before cement placement.

Scanning electron microscopy

Figure 2 shows three magnifications of the same region of a test specimen of Group 1 (Allcem cement only). The numeral 1 of the Figure shows a 180-fold increase, in which we can visualize very distinct structures, such as resin cement (CR) and ceramics based on lithium disilicate (LS_2). The circumferential boundary structure is part of the chemical composition of the ceramics, identified as silicon dioxide (SiO_2). In addition, areas with cracks (*) are noted.

Figure 2. Morphological characterization by SEM in an increase of 180x to 600x in G1

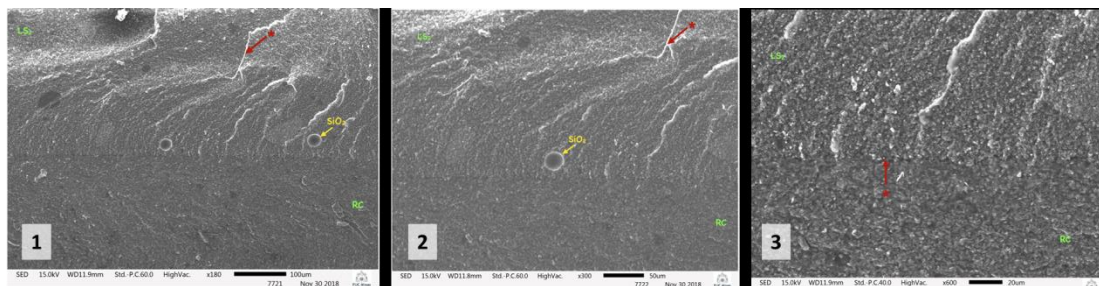


Figure 2 shows the same region of the bonding of the Allcem resin material in contact with the lithium disilicate ceramic. Small Tables 1, 2 and 3 are to show that the images were made at different magnifications – 180, 300 and 600 times, respectively. In images 1, 2 and 3 it is possible to observe the meeting of the two materials without the presence of an adhesive.

Figure 3. Morphological characterization by SEM at a magnification increase of 180 to 600x in G5

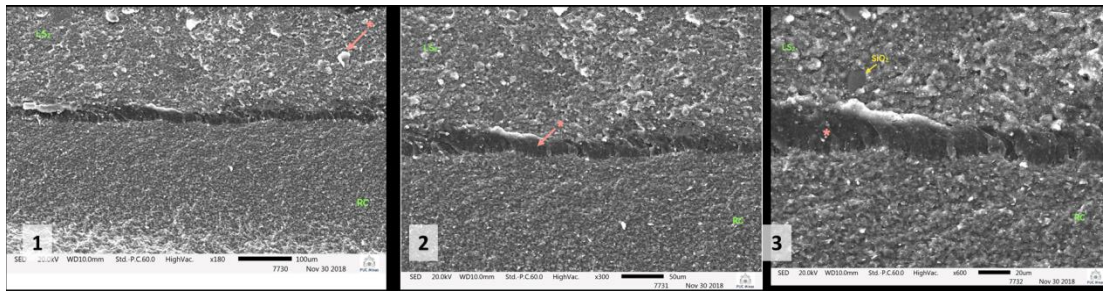


Figure 3 is representative of a situation where the cement is taken together at the same time as the adhesive. More specifically, this is the experimental condition of G5, in which there is the Variolink Esthetic LC cement and the Tetric N Bond adhesive. The gray strip is pointed by the arrow in the second figure with a magnification of 300x. It is observed that this smoother appearance represents a polymer without charge particles.

Figure 4. Morphological characterization by SEM at a magnification of 180x to 600x in G9.

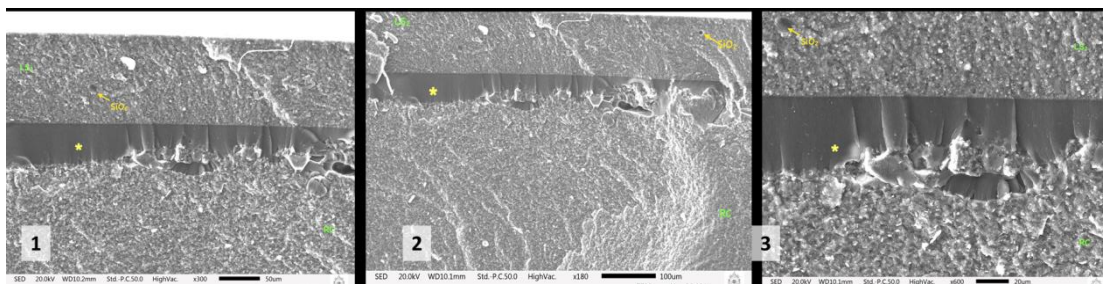


Figure 4 is representative of a situation where the adhesive is first polymerized by the application of light. This figure is of condition G9, with RelyX Veneer cement and Universal Single Bond adhesive. In the same way as in the previous figure, its appearance is gray, with less relief. It is noted that the thickness of the adhesive is markedly greater than in the condition in which the polymerization occurs in the presence of the cement in the fluid state.

Figure 3 shows the same increases used in the figure, but the group in question is Group 5. At a magnification of 300x, we can visualize very distinct structures, such as resin cement (CR) and ceramics based on lithium disilicate (LS_2). We can identify the adhesive interface (*). No cracks were observed. At a magnification of 600x, it is possible to note the resin cement (CR) and the ceramics based on lithium disilicate (LS_2). The radiolucent structure of circumferential boundaries is part of the chemical composition of the ceramics, identified as silicon dioxide (SiO_2). In addition, we can identify the adhesive interface (*). No cracks were observed.

At magnifications of 180x to 600x of Group 9 (Figure 5), it is possible to distinguish the resinous (RC) cement and the lithium disilicate-based ceramic separated by a thicker layer of the Universal Single Bond adhesive.

After obtaining the morphological characterization by SEM, at the 600x magnification we selected certain spectra to perform the spectroscopy by dispersive energy, from the signatures of absorption and emission of each element. The SEM reproduces high magnification images and resolution is the transcoding of the energy emitted by electrons. In this way, we evaluate each selected spectrum and its generated information, comparing to the materials used. Following the figures 5-8, we visualized the histograms generated from the analysis of the groups at a magnification of 600x. This spectrum identifies, through peaks representing each chemical component and type, its composition at the ceramic/adhesive / cement interface of each brand used.

Figure 5. Morphological characterization by MEV + EDS in the ceramic region (B). It is possible to identify components such as silicon dioxide (A) in a 600x magnification in G1.

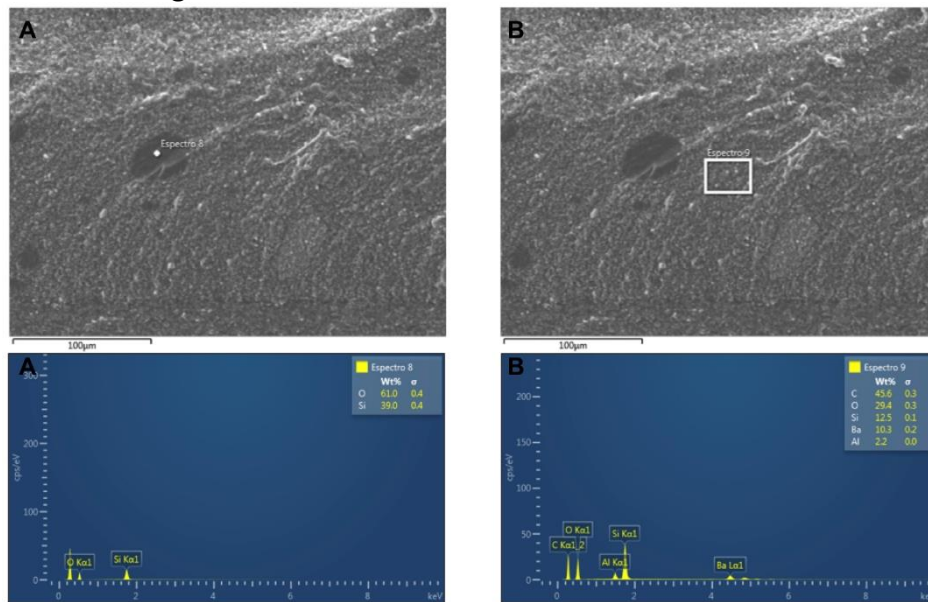


Figure 6. Morphological characterization by MEV + EDS in the region of the ceramic (D) and resinous cement (C), magnified at 600x in G2.

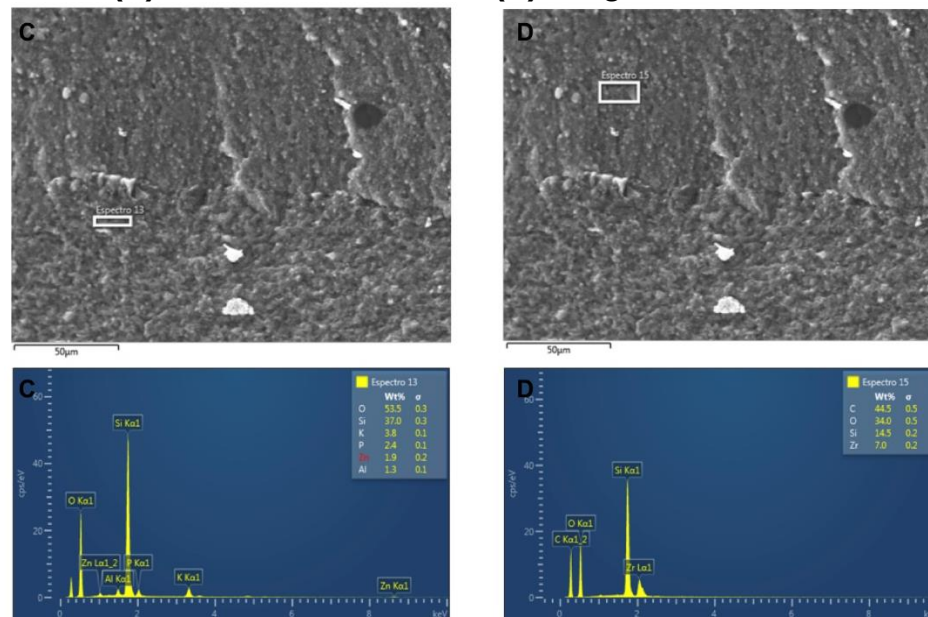


Figure 7. Morphological characterization by MEV + EDS in the ceramic region (E), adhesive interface (F) and resinous cement (G), magnified 600x in G5.

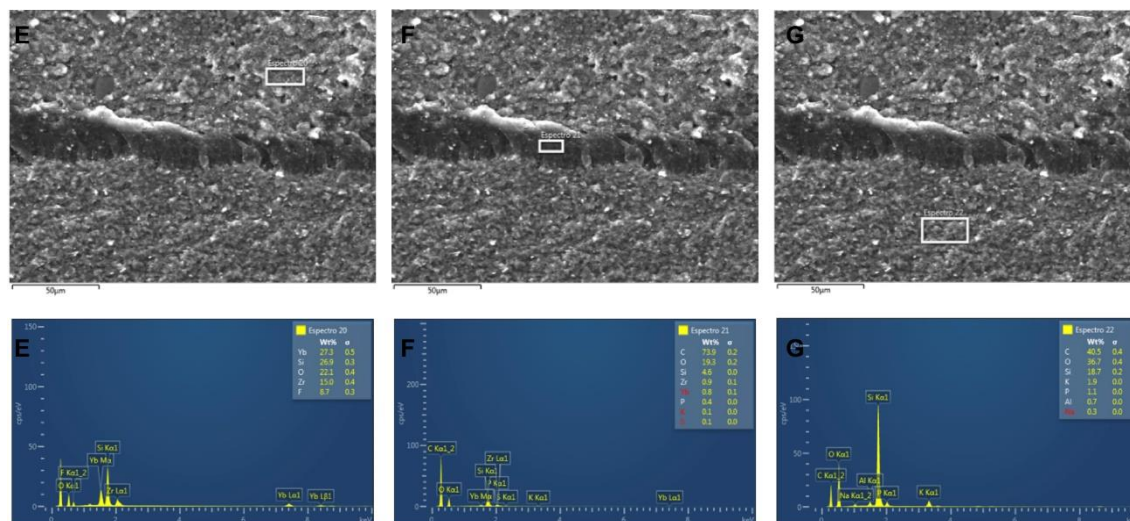
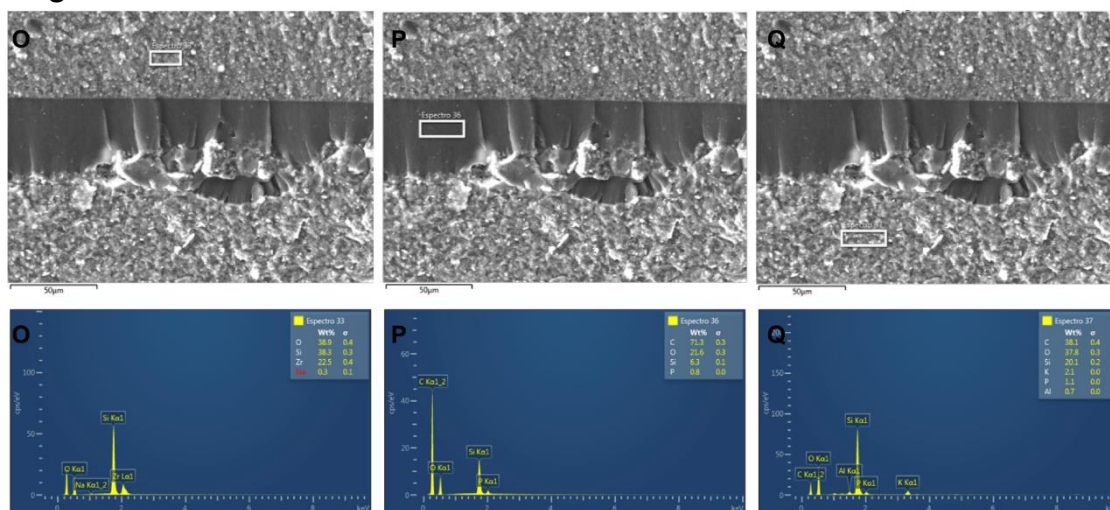


Figure 8. Morphological characterization by MEV + EDS in the region of the ceramic (O), adhesive interface (P) and resinous cement (Q), magnified 600x in G9.



4. DISCUSSION

The resinous materials were adapted to be used as cementitious materials of ceramic restorations. It is a consensus in the literature that these materials are necessary for the cementation of a restorative material with friable characteristics; thus, they can compensate for the inability of deformation that the ceramic has when subjected to forces that tend to deform it. Since they are

fluid materials in the initial moments of use, they are able to fill small spaces and irregularities in the surface of the ceramics. This is why there is a procedure to use hydrofluoric acid, as this type of chemical dissolves the ceramic surface in a short period of time, leaving a dull surface covered with irregularities. Microporosity is observed in scanning electron microscopy images at a 600-fold magnification (Figures 3 to 5). It is also noted that, in all the images produced by the scanning electron microscope, the resinous material filled the irregularities of the ceramic with the base of lithium disilicate. What varied in the images was the presence or not of the adhesive, as well as its thickness.

In the groups where the photoactivated adhesive is applied prior to the placement of the resin cement, regardless of the commercial brand, the SEM film thickness is always higher. Most likely the fact that the polymerization of the adhesive system occurs first creating an impediment to the spread of the adhesive at the instant the cement is pressed against the ceramic. When there is no previous photoactivation, cement and adhesives are pressed during the mechanical loading used in the cementation and polymerized at the same time. Regarding the chemical composition of the materials, there are no marked differences in the chemical composition of their constituents. This creates the hypothesis that there was little mixing between the more viscous resin cement and the markedly more fluid adhesive.

There is an alterability in relation to the use of the adhesive as to its photoactivation or not in the cementation of ceramic laminates. The results obtained in this research allow us to visualize through the SEM an increase in the thickness of the ceramic disc and the adhesive previously photoactivated in the tests performed. Studies have shown that restoration does not have a

passive settlement with the previous photopolymerization of the adhesive, which causes a cementation film that is larger than expected and can compromise its longevity^{14,15}. However, Alghazali et al.⁹, state that if the adhesive is applied and photopolymerized together with the resin cement and the restoration, the probability of adhesion failure is higher, as it would increase the formation of bubbles at the moment cement and are pressed together. For this, they suggest the photopolymerization of the previous adhesive, which must be applied in a thin layer so that it does not interfere with the restoration.

Regarding the reinforcement that resinous materials provide or how much mechanical reinforcement is provided by the presence of the adhesive depends on the trademark as seen in the results tables. The adhesive has the ability to fill in the irregularities created by the hydrofluoric acid etching and thus increase the bond strength between the resin cement and the ceramic^{16,17,18}, but the quality of the reinforcement depends on the region in which the biaxial resistance is evaluated (at $t = 0$ or $z = -t_2$, according to Tables 3 and 4).

According to the results of the present study, the biaxial tensile strength at $t=0$, that is, at the top of the disc/cement assembly, the Allcem Veneer cement in its group with the non-pre-polymerized adhesive had a mean lower than the control group and to the group with previously photopolymerized adhesive. Different results occur in the region $z = -t_2$, in which the condition of not polymerizing the adhesive before the cement is statistically inferior to the previous polymerization being in agreement with Alghazali et al.⁹, who previously observed that if the adhesive is photopolymerized with the cement / ceramic assembly, the adhesion may fail due to the cement expelling the adhesive from the surface. It is worth noting that, according to Table 1 (which

shows values of the modulus of elasticity), the technical approach that uses the simultaneous photoactivation of the adhesive and cement produced the resinous material bar with the lowest value of the three conditions, well below the value of the cement alone. Even though the study did not propose to compare the elastic modulus property between the conditions or even between the cements, this is important information, because according to some recent research in the literature, it predicts the ceramic behavior when used clinically.

The study of Spazzin et al.¹⁹ verified that the resin cement with a higher modulus of elasticity is able to strengthen the ceramic restoration better. The methodology was very similar to that used in the present study. The increase of the modulus of elasticity of resinous materials prevented the cement from deforming less by applying the load of 500N, which generated a better protective effect to the ceramic disc. This was well verified in the finite element test that Spazzin et al.¹⁹, also conducted in the same article. The more flexible resinous materials (with a lower modulus of elasticity) produced a region of very intense stress concentration, located in the central region at the base of the ceramic/resin disc, at $z=-t_2$, than those who presented materials more rigid resinous substrates.

The group of Variolink Esthetic LC cement with non-photopolymerized adhesive at $t=0$ previously presented the best biaxial strength among the other cements. The prior polymerization of the adhesive did not bring reinforcement benefits to the cementation procedure. At the base of the test bodies, there is no effect from even using the universal adhesive. However, the simultaneous polymerization for this trademark brought reinforcement to the ceramics in relation to the control group. The modulus of elasticity of the material increased

in this polymerization circumstance. Interestingly, no reinforcing effect is achieved at $z=-t_2$. With RelyX Veneer cement, there was reinforcement when comparing the separate polymerization group with the control group. Polymerizing the adhesive layer before the cement created better deformation protection than using only the cement alone. At the base of the disc, however, the best condition was that of the control group. This can probably be explained by a lower thickness with this condition, that of using only a thin layer of cement.

One point to be highlighted about the materials used and that made it difficult to compare directly with other studies in the literature was that only so-called universal adhesives were used. Apparently, this type of material appears to wet the surface of lithium disilicate ceramics better than conventional adhesives. This may be due to the presence of monomers containing phosphate acid radicals capable of creating ionic chemical bonds with calcium-rich surfaces^{20,21}.

5. CONCLUSIONS

Among the limitations of the present study, the following conclusions were verified:

- The cementing technique should be appropriate for each material. At $t=0$ an increase in the reinforcement of the material was verified in relation to the control in the Variolink Esthetic LC (non-photoactivated adhesive) and RelyX Veneer (pre-polymerized adhesive) cements.

- At $t = -t_2$ the unpolymerized adhesive is more influential in defining smaller and statistically different biaxial strength values of the respective control groups of each cement.
- There are no marked differences in the chemical composition of resin cements when the cementation technique varied. The only notice to highlight in the images is the thickness of the adhesive layer, which is thicker when the adhesives are photoactivated prior to cementation.

REFERENCES

1. Kina S. Cerâmicas dentárias. Rev Dental Press Estét. 2005;2(2):112-28.
2. Marson FC, Kina S. Restabelecimento estético com laminados cerâmicos. Rev Dental Press Estét. 2010; jul-set; 7(3): 82-92.
3. White, SN.; Miklus, VG.; McLaren, EA.; Lang, LA; Caputo, AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent. 2005; v. 94, p. 125-31.
4. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. J. Dent. Res. 2003; 82(12):957–961.
5. Halley E. Direct composite veneers - an aesthetic alternative. Private Dentistry. 2012; n.20.
6. Andrade, OS; Romaninil, JC. Protocolo para laminados: relato de um caso clínico. Rev Dental Press Estét. 2004; v.1, n.1, p.7-17.
7. Spazzin AO, Guarda GB, Oliveira-Ogliari A, Leal FB, Correr-Sobrinho L, Moraes RR. Strengthening of porcelain provided by resin cements and flowable composites. Oper Dent. 2016 Mar-Apr;41(2):179-88.

8. Zahra VN, Abate PF, Macchi RL. Film thickness of resin cements used with adhesive systems. *Acta Odontol Latinoam*. 2008; 21(1):29-33.
9. Alghazali N, Laukner J, Burnside G, Jarad FD, Smith PW, Preston AJ. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *J Dent*. 2010; 38 Suppl 2: p-78-86.
10. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont*. 2008 Jun;17(4):262- 8.
11. Lührs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode effects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater*. 2014 Mar;30(3):281-91.
12. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 1996 Sep-Oct;9(5):434-9
13. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):457-62.
14. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011; 27(1):1-16.
15. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e11-6.
16. Spohr AM, Dadt BG, Johann EB, Gehardt MN, Lourenci RN. Influence of adhesive application on the bond strength between feldspathic ceramic and resin cements. *Br J Appl Sci Technol*. 2016;15(6):1-6.

17. Fleming GJ, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res.* 2006; 85(3):272-6.
18. Gonzalez MR, Ritto FP, Lacerda RAS, Sampaio HR, Monnerat AF, Pinto BD. Falhas em restaurações com facetas laminadas: uma revisão de literatura de 20 anos. *Rev Bras Odontol* 2012; 69: 43-48.
19. Spazzin AO, Bacchi A, Alessandretti R, Santos MB, Basso GR, Griggs J, et al. Ceramic strengthening by tuning the elastic moduli of resin-based luting agents. *Dent Mater.* 2017 Mar;33(3):358-66.
20. 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; 20: p.963-971
21. Gerth H, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites—A comparative study. *Dent Mater.* 2006; 22:934-941.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A busca pela avaliação da técnica de cimentação na resistência biaxial, dos laminados dentários cerâmicos de 0,5 mm de espessura unidos ao cimento resinoso fotoativado de diferentes marcas comerciais, especialmente a fotopolimerização ou não do adesivo na superfície cerâmica, demonstrou que a etapa de cimentação de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio está diretamente ligada no sucesso da restauração. Dessa forma, a escolha do material cimentante e a ocorrência de erros operatórios é suficiente para causar uma falha na restauração indireta.

O ensaio de resistência à flexão traduz propriedade muito significativa, particularmente, na avaliação do potencial de falha de materiais friáveis, quando defeitos críticos superficiais estão presentes, reproduzindo uma condição clínica em que uma restauração é submetida. Assim, os esforços compressivos diretos ou indiretos na qual a cerâmica recebe passam e influenciam também a camada do agente de fixação.

Diante de todos os desafios e que se interpuseram, é preciso que mais estudos abordem a relações entre as técnicas de cimentação, espessura do conjunto cimentante e, também, a probabilidade de fratura frente a diferentes condições de cimentação e/ou materiais restauradores cada vez mais novos materiais e elementos químicos estão sendo incorporados nos produtos a fim de melhorar essa fase tão crucial quanto a cimentação de restaurações cerâmicas.

REFERÊNCIAS

- ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M.V. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.89, n.4, p. 374-380, Apr. 2003.
- ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M.V. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.71B, n.1, p. 99-107, Oct. 2004.
- ALGHAZALI, N. *et al.* An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: An in vitro study. **Journal of Dentistry**, v.38, 2010.
- ANDRADE, O.S.; ROMANINI, J.C. Protocolo para laminados: relato de um caso clínico. **Revista Dental Press Estética**, v.1, n.1, p. 7-17, 2004.
- DELLA BONA, A. **Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry**. São Paulo: Artes Médicas, 2009.
- DIKICIER, S. *et al.* Influence of core thickness and artificial aging on the biaxial flexural strength of different all-ceramic materials: An *in-vitro* study. **Dental Materials Journal**, v.36, n.3, p. 296-302, May 2017.
- FLEMING, G.J.P. *et al.* The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. **Journal of Dental Research**, v.85, n.3, p. 272-276, 2006.
- FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M.; CORRADO, M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. **Internacional Journal Periodontics Restorative Dentistry**, v.25, n.1, p. 9-17, Feb. 2005.
- GONZALEZ, M.R. *et al.* Falhas em restaurações com facetas laminadas: uma revisão de literatura de 20 anos. **Revista Brasileira de Odontologia [online]**, v.69, n.1, p. 43-48, 2012.
- GRESNIGT, M.; OZCAN, M. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates and sectional veneers. **Journal Canadian Dental Association**, v.77, p. b143, 2011.
- HALLEY, E. Direct composite veneers - an aesthetic alternative. **Private Dentistry**, n.20. 2012.
- HIKITA, K. *et al.* Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. **Dental Materials**, v.23, n.1, p. 71-80, 2007.
- HSUEH, C.H.; LANCE, M.J.; FERBER, M.K. Stress distributions in thin bilayer discs subjected to ball-on-ring tests. **Journal of the American Ceramic Society**, v.88, n.6, p. 1687-1690, May 2005.

JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A.J. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. **Dental Materials**, v.20, n.5, p. 457-462, June 2004.

KINA, S. Cerâmicas dentárias. **Revista Dental Press Estética**, v.2, n.2, p. 112-128. 2005

KINNEY, J.H. *et al.* The Importance of Intrafibrillar Mineralization of Collagen on the Mechanical Properties of Dentin. **Journal of Dental Research**, v.82, n.12, p. 957-961, 2003.

LUHRS, A.K. *et al.* Curing mode effects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. **Dental Material**, v.30, n.3, p. 281-91, Mar. 2014.

MARSON, F.C.; KINA, S. Restabelecimento estético com laminados cerâmicos. **Revista Dental Press Estética**, v.7, n.3, p. 82-92, jul./set. 2010.

PASHLEY, D.H. *et al.* State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dental Material**, v.27, n.1, p.1-16, Jan 2011.

SPAZZIN, A.O. *et al.* Strengthening of porcelain provided by resin cements and flowable composites. **Operative Dentistry**, v.41, n.2, p. 179-188, Mar./Apr. 2016.

SPAZZIN, A.O. *et al.* Ceramic strengthening by tuning the elastic moduli of resin-based luting agents. **Dental Materials**, v.33, n.3, p. 358-366, Mar. 2017.

SPOHR, A. *et al.* Influence of Adhesive Application on the Bond Strength between Feldspathic Ceramic and Resin Cements. **British Journal of Applied Science & Technology**, v.15, n.6, p. 1-6, 2016.

WHITE, S.N.; ZHAOKUN, Y.U. Film thickness of new adhesive luting agents. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.67, n.6, p. 782-785, 1992.

WHITE, S.N. *et al.* Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.94, p. 125-131,. 2005.

ZAHRA, V.N.; ABATE, P.F.; MACCHI, R.L. Film thickness of resin cements used with adhesive systems. **Acta Odontológica Latinoamericana**, v.21, n.1, p. 29-33, 2008

ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Flexure tests on dental ceramics. **The International Journal of Prosthodontics**, v.9, n.5, p. 434-439, Sept./Oct. 1996.