

THÁCIO DE CASTRO

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE FORNO PARA CRISTALIZAÇÃO DO
DISSILICATO DE LÍTIO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CIMENTO
RESINOSO E NA RESISTÊNCIA FLEXURAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2016

THÁCIO DE CASTRO

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE FORNO PARA CRISTALIZAÇÃO DO
DISSILICATO DE LÍTIO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CIMENTO
RESINOSO E NA RESISTÊNCIA FLEXURAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues Neves

Coorientadora: Dra. Karla Zancopé

Banca examinadora:

Profa. Dra. Karla Zancopé

Profa. Dra. Letícia Resende Davi

Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges

Uberlândia, 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C355i
2016

Castro, Thácio de, 1988-

Influência do tipo de forno para cristalização do dissilicato de lítio
na resistência de união ao cimento resinoso e na resistência flexural /
Thácio de Castro. - 2016.

52 p. : il.

Orientador: Flávio Domingues Neves.

Coorientadora: Karla Zancopé.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Cerâmica dentária - Teses. 3. Restauração
(Odontologia) - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das. II. Zancopé,
Karla, 1984-. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia. IV. Título.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação da Mestrado Acadêmico nº 295 – COPD

Delesa de: Disseny
Data: 29/02/2016

Data: 29/02/2016
Discente: Thácia da Costa - Matrícula: 11413QDO016

Discente: Thácio de Castro, Matrícula: 114120DO016
Título do Trabalho: Influência da cristalização do dissilicato de lítio em diferentes fornos na sua resistência de união e resistância flexural.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.
Linha de pesquisa: Propriedades físicas e biológicas dos materiais odontológicos e das estruturas dentais.

Linha de pesquisa: Propriedades físicas e biológicas dos materiais odontológicos e das estruturas dentais
Projeto de Pesquisa de vinculação: Propriedades físicas e biológicas dos materiais odontológicos e das estruturas dentais

As oito horas do dia vinte e nove de fevereiro do ano de 2016 no Bloco 4L, Anexo A, Sala 22, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2016, assim composta: Professores Doutores: Letícia Resende Davi (UFU); Gilberto Antônio Borges (UNIUBE); e Karla Zancopé (UFU) coorientador(a) do(a) candidato(a) **Thácio de Castro**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dra. Karla Zancopé apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores (a), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais a Banca, em sessão secreta, atribuiu os certames. S. i.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A apto(a) para o cargo de Analista de Desenvolvimento de Sistemas.

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UEL.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 10 horas e 40 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

John D. C. Jr.

Profa. Dra. Letícia Ribeiro de Souza - UEL

Amidex

Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges - UNILABE

Profa. Dra. Karla Zancopé - UFU
Coorientadora (-)

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, MG. Av. Pará s/n, Bloco 4LB, Sala 4L B35, Fone:(34) 3225 8115, www.prgo.fo.ufu.br, copod@umuarama.ufu.br

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação de mestrado às pessoas mais importantes na minha existência e que me deram a vida; meus amados pais, DEUSLENE E ANTÔNIO JOÃO. Não somente me deram a vida, mas me incentivaram e apoiaram em todos os desafios que eu me propus a fazer. Pessoas que sinto enorme orgulho e que são os pilares da formação da minha personalidade e do meu caráter. Vocês são meus melhores e maiores exemplos. Se não fossem vocês que tivessem plantado em mim o amor e a determinação para buscar sempre o melhor em tudo, e que me fizessem acreditar na frase que inúmeras vezes proferiram a mim: você é capaz, certamente eu não teria chegado até aqui, muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À Deus primeiramente, por conceder a mim muita saúde e disposição durante esta jornada, minha fé grandiosa vem de ti e me levará a qualquer lugar que eu desejar, se for também da Tua vontade;

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia e ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia pela oportunidade concedida, pelo acolhimento carinhoso, pelas amizades conquistadas e principalmente pelo crescimento profissional e pessoal;

Ao Professor e Orientador Dr. Flávio Domingues Neves, pela sabedoria, pelas orientações transmitidas com muita competência no decorrer do meu curso de pós-graduação. Será para sempre um exemplo de professor e profissional, que serve de inspiração para mim;

À Dra. Karla Zancopé, que tanto enriqueceu e contribuiu com este trabalho, sempre com muito bom humor e boa vontade, você é um exemplo a seguir;

Aos Professores das disciplinas do programa de pós-graduação pelos ensinamentos transmitidos, convívio e amizade, eu cresci e evolui muito dentro desta casa chamada **UFU**.

À todos os amigos do curso de Pós – Graduação, pelos momentos de descontração que passamos juntos e pelo constante apoio e incentivo, em especial à Fernanda Lopes, Camila e Camilinha, Vitin, Pedro Limírio, Marcela, Valessinha, Pedrão e Lu, vocês estarão sempre comigo;

À Gisele Pedrosa e Isabela Sousa pelas contribuições e pelo convívio tão agradável e prestativo;

Ao Rafael, pelo apoio moral e também presencial durante muito tempo que esteve comigo no laboratório e nos momentos de escrita;

Ao CPBio e seus funcionários, pela forte contribuição científica, sem deixar que a convivência fosse leve e agradável;

Ao NEPRO, pela equipe forte e empenhada que contribui muito pelo desenvolvimento científico;

À Eikon, que sempre esteve de portas abertas para discussão, planejamento e execução de casos clínicos muito enriquecedores; e que muitas vezes serviu de apoio científico também na execução do meu projeto.

AO CNPq e FAPEMIG, pelo apoio e fomento à pesquisa.

EPÍGRAFE

*“Ensinar é um exercício de imortalidade.
De alguma forma continuamos a viver naqueles
cujos olhos aprenderam a ver o mundo pela
magia da nossa palavra.
O professor, assim, não morre jamais...”*

Rubem Alves

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	9
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	12
1.1 <i>Cerâmica reforçada com dissilicato de lítio</i>	15
1.1.2 <i>Cimentação</i>	17
1.1.3 <i>Tratamento prévio de superfície</i>	19
2 PROPOSIÇÃO	22
3 MATERIAL E MÉTODOS	23
3.1 <i>Delineamento experimental</i>	23
3.2 <i>Materiais utilizados</i>	24
3.3 <i>Preparo das amostras para o ensaio de microcislhamento</i>	25
3.4 <i>Mensuração da resistência de união ao microcislhamento</i>	30
3.5 <i>Análise do padrão de falha</i>	33
3.6 <i>Preparo das amostras para o ensaio flexural de três pontos</i>	34
3.7 <i>Mensuração da resistência flexural</i>	37
4 RESULTADOS	39
4.1 <i>Resistência de união</i>	39
4.2 <i>Padrão de falha</i>	41
4.3 <i>Resistência flexural</i>	42
5 DISCUSSÃO	43
6 CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM- computer-aided design/ computer-aided manufacturing

PPF- Prótese parcial fixa

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (milliwatts por centímetro quadrado)

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

µm – Unidade de comprimento (micrometro)

MPa – MegaPascal

N- unidade de força (Newton)

mm/min – unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mm²- unidade de área (milímetro quadrado)

s – unidade de tempo (segundos)

min – unidade de tempo (minutos)

kgf – unidade de medida (quilograma força)

% - Porcentagem

GC – Grupo Controle

GE- Grupo experimental

10-MDP – 10-metacriloxidecil dihidrogenofosfato

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tipo de forno utilizado na cristalização do dissilicato de lítio sobre a resistência de união e resistência flexural. As amostras de cerâmica foram preparadas ($n= 10$) para o grupo controle (GC - cristalizadas no forno Programat P300- Ivoclar) e grupo experimental (GE - cristalizadas em forno FVPlus- EDG) de acordo com cada teste. A resistência de união dos grupos foi avaliada pelo teste de microcislhamento. As amostras foram preparadas com blocos IPS e.max CAD associados com quatro cilindros de cimento resinoso RelyX U200 de 1mm^2 sobre a superfície de cada bloco. O teste de microcislhamento foi feito em dois tempos (24 horas: T0 e após envelhecimento artificial de trinta dias em saliva artificial: T1). A resistência flexural dos grupos foi avaliada por ensaio de flexão de três pontos. Barras de IPS e.max (20 mm x 4 mm x 1,2mm) foram preparadas ($n=10$) para o grupo controle e para o grupo experimental. As amostras foram ensaiadas em máquina de ensaios mecânicos EMIC com célula de carga de 50kgf. Os dados obtidos foram submetidos a análise estatística pelo teste t Student. Os resultados de resistência de união não apresentaram diferença estatística entre os grupos testados (imediato $p= 0,243$ e 30 dias $p= 0,415$) e nem intragrupo (GC $p= 0,780$ e GE $p= 0,964$), considerando o tempo de envelhecimento artificial. As falhas encontradas após ensaio de microcislhamento foram classificadas em adesiva e mista. Não houve diferença significativa no ensaio de resistência flexural entre os grupos ($p= 0,984$). Considerando as limitações deste estudo, concluiu-se que não há diferença na resistência de união e na resistência flexural das amostras de dissilicato de lítio, independente da utilização do forno Programat P300 ou FVPlus.

Palavras-chave: forno; cristalização; dissilicato de lítio; microcislhamento; resistência de união; resistência flexural.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the type of the furnace used in the crystallization of the lithium disilicate on the bond strength and flexural strength. Ceramic samples (n=10) were prepared for the control (crystallized on the Programat P300 furnace) and experimental groups (crystallized on FVPlus furnace) according to the tests. The bond strength of the groups was assessed by microshear test. The samples were prepared with blocks IPS e.max CAD associated with 4 resin cement cylinders with each 1mm² on the surface of each block. The microshear test was made in 2 times (24 hours: T0; 30 days storage in artificial saliva: T1). The flexural strength of the groups was assessed by 3 point bending test. IPS e.max sticks (20mm x 4mm x 1,2mm) were prepared (n=10) for the control and experimental groups. The samples were tested on EMIC machine. The results have undergone statistical analyses by T- test. The micro shear bond strength results showed no statistical difference between tested groups and intra groups, considering different storage time. There was no significant difference of 3 point bending test between groups. Although the limitations of this study, it is concluded that there is no difference in bond strength and flexural strength for lithium disilicate specimens independent of furnace type tested.

Key-words: furnace; crystallization; lithium disilicate; micro shear; bond strength; flexural strength.

1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

A manutenção dos dentes naturais e a reabilitação de dentes comprometidos tornou-se uma grande preocupação na maioria dos países industrializados, significando muitas vezes uma característica de melhor condição social. Junto a este contexto, houve grande avanço dos materiais restauradores empregados na Odontologia, tanto os de confecção direta quanto indireta (Kreidler et al., 2008).

Dentre os materiais restauradores as cerâmicas Odontológicas tem se destacado, uma vez que a exigência dos pacientes por restaurações com características similares as dos dentes naturais tem se tornado cada vez maior (Pagani et al., 2003). Nesse sentido as cerâmicas apresentam propriedades físicas e mecânicas com consideráveis vantagens, além de elevado potencial para simular a aparência dos dentes: translucidez, fluorescência, estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência compressiva, coeficiente de expansão térmico linear similar à estrutura dental, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais e estabilidade de cor (Kreidler et al., 2008). O potencial estético e a biocompatibilidade das cerâmicas podem ser considerados únicos, dentre os materiais restauradores odontológicos (Pagani et al., 2003).

O interesse em cerâmica como material restaurador ocupa atenção na odontologia há mais de duzentos anos, entretanto a maioria dos materiais disponíveis no momento são decorrentes de idéias estabelecidas há pelo menos 50 anos (Piddock & Qualtrough, 1990). Inicialmente, o desenvolvimento e comercialização da cerâmica feldspática proporcionou excelente avanço estético, no entanto, sua baixa resistência mecânica para suportar as forças mastigatórias quando empregadas em região de grande incidência de forças (resistência à flexão variando de 60 a 70 Mpa), exigia que fosse utilizada como material de cobertura e isto comprometia a mimetização da estrutura dental (Santos et al., 2015). Sua aplicação clínica em restaurações metalocerâmicas (material cerâmico sinterizado com infraestrutura de liga metálica), reduz a transmissão de luz através do material, em especial quando o espaço para o material cerâmico for reduzido, comprometendo a estética final das

restaurações, que se apresentavam opacas. Outra grande limitação estética é a cor cinza metálico do término das restaurações, o que provoca aparência azulada dos tecidos moles circundantes (McLean, 2001; Santos et al., 2015).

Diante destas limitações, a busca pelo desenvolvimento de cerâmicas que atendam as exigências estéticas tão desejadas sem apresentar limitações significativas na resistência mecânica e durabilidade se tornou intensa (Conrad et al., 2007). Grande parte da pesquisa de materiais, desde meados da década sessenta tem sido dirigida no sentido de produzir restaurações cerâmicas reforçadas que não necessitem de infraestruturas, o que resultou numa tendência considerável de diminuição do emprego de restaurações metalocerâmicas (Piddock & Qualtrough, 1990).

As restaurações indiretas metalocerâmicas apresentam excelente estabilidade a longo prazo, com taxas de sobrevida em 5 anos acima de 94,4% (Piddock & Qualtrough, 1990), o que permitiu que fossem usadas para fabricar coroas e PPF durante décadas. Sua aplicação clínica é muito importante e acontece até os dias de hoje, no entanto, com o desenvolvimento de materiais cerâmicos reforçados, as cerâmicas livres de metal ganharam notoriedade; tanto que já no ano de 2005, um estudo concluiu que 46% de todas as cerâmicas confeccionadas, já foram produzidas como restaurações livres de metal (Holland et al., 2009).

Além da importância da adaptação, o alto padrão estético, a biocompatibilidade com os tecidos da cavidade oral, a resistência às forças da mastigação são imprescindíveis aos materiais empregados em região posterior. As cerâmicas são materiais friáveis, com baixa tolerância a tensões de tração e cisalhamento, portanto suscetíveis à formação e propagação de trincas, e baixa resistência ao impacto (Raposo et al., 2015). Diante disso, existem atualmente no mercado, além da feldspática convencional, cerâmicas com fase cristalina reforçada, o que lhes conferem propriedades de resistência aprimoradas. Há uma diversidade de materiais no mercado, para confecção de diversos tipos de restaurações, mediante diversas técnicas de fabricação: feldspática, cerâmica reforçada com leucita, reforçada com dissilicato de lítio, alumina e zircônia

(Pagani et al., 2003; DellaBona & Kelly, 2008; Fasbinder et al., 2010; Gracis et al., 2015).

Segundo uma revisão sistemática de trabalhos com pelo menos 3 anos de acompanhamento, as coroas cerâmicas em região anterior apresentaram taxas de sobrevivência de 5 anos, comparáveis às das coroas metalocerâmicas. Na região posterior, as taxas de sobrevivência das restaurações em cerâmica de vidro (feldspática) eram inferiores, mas no caso das cerâmicas de vidro reforçadas (por leucita ou dissilicato de lítio), as taxas de sobrevivência, assim como na região anterior, também eram comparáveis às taxas de sobrevivência das metalocerâmicas (Pjetursson et al., 2007).

Evidências atuais sugerem que restaurações de cerâmica têm uma longevidade clínica aceitável e vantagens estéticas duradouras. Estudos clínicos mostram que os profissionais podem escolher a partir de qualquer sistema totalmente cerâmico com base nas necessidades estéticas dos pacientes para confeccionar laminados, inlays e coroas em dentes anteriores, enquanto que apenas alguns sistemas cerâmicos têm sido bem sucedidos para reabilitação em dentes posteriores (McLaren & Figueira 2015; Gracis et al., 2015). Devido a carga mastigatória maior nesta região, exige-se maior resistência mecânica do material cerâmico a ser escolhido (DellaBona & Kelly, 2008). A cerâmica reforçada por cristais de dissilicato de lítio, por exemplo, é uma cerâmica com aplicação clínica diversa comercializada a partir de 1988 como nome comercial IPS Empress II. Utilizada na confecção de inlays, onlays, coroas tanto anteriores como posteriores e devido a sua elevada resistência mecânica, pode ser utilizada também para confecção de PPF de três elementos envolvendo região anterior até segundo pré-molar (Sorensen et al., 1999; Kheradmandan et al., 2001; Fasbinder et al., 2010; Gracis et al., 2015).

Existem variadas formas de confecção de restaurações cerâmicas; dentre elas um sistema inovador conhecido mundialmente por CAD/CAM tem se destacado por confeccionar próteses com elevada precisão dimensional e adaptação marginal. Outra grande vantagem deste sistema inovador é a possibilidade de restauração imediata em pacientes, uma vez que os

equipamentos para confecção podem se encontrar instalados dentro do consultório, não havendo demanda de longo tempo para envio e recebimento de material ao laboratório (Santos et al., 2011). Os sistemas CAD/CAM para confecção de coroas em consultório, são comercializados em nível mundial, mas nem todos os materiais cerâmicos estão disponíveis para este sistema de confecção. Eles permitem a captura de imagens por diferentes formas; após a captura de imagens e planejamento por meio de software, os sistemas CAD/CAM realizam a usinagem dos blocos cerâmicos (Fasbinder et al., 2010; Keshvad et al., 2011).

1.1 Cerâmica reforçada com dissilicato de lítio

Desenvolvido e comercializado pela Ivoclar-Vivadent (Amherst, NY, EUA), o dissilicato de lítio é um material vitrocerâmico com fase cristalina reforçada, que possui diversas possibilidades de aplicação clínica. É uma cerâmica que combina durabilidade com excelente estética (Gerth et al., 2013). Sua comercialização se iniciou pela Ivoclar Vivadent como IPS Empress 2®, alguns anos depois o material foi reformulado e relançado como lingotes para a técnica de fabricação da cerâmica injetada ou como blocos CAD/CAM que pode ser usinado para a fabricação de diversos tipos de restaurações (Lise et al., 2015).

Atualmente o dissilicato de lítio está disponível comercialmente, segundo a forma de confecção, em duas apresentações: IPS e.max Press®, Ivoclar-Vivadent e IPS e.max CAD®, Ivoclar-Vivadent, mas apresenta outras versões comerciais desenvolvidas por outros fabricantes. O IPS e.max foi inicialmente disponibilizado para fabricar peças de infraestrutura que apresentavam maior translucidez do que outros materiais de alta resistência, como por exemplo as cerâmicas de óxido (alumina e zircônia), entretanto tem sido utilizado mais recentemente para restaurações de um único material (restaurações monolíticas) (Fasbinder 2010; Gracis et al., 2015).

A cerâmica reforçada por dissilicato de lítio consiste numa matriz vítrea circundada por uma fase cristalina que forma inicialmente um vidro homogêneo; após um tratamento secundário ocorre uma expansão dos cristais da fase cristalina, proporcionando uma melhora nas propriedades físicas e mecânicas da mesma (McLaren & Figueira 2015). Possui a seguinte composição química: $\text{Li}_2\text{O}-2\text{SiO}_2$ e tem diferentes apresentações comerciais, com diversos tipos de cores, translucidez e opacidades. Ela é aproximadamente cinco vezes mais resistente do que a cerâmica feldspática tradicional e sua maior vantagem são as taxas de fratura extremamente baixas (Ritter et al., 2010). Constitui um dos mais importantes sistemas vitrocerâmicos, pois foi extensamente investigado, possuindo excelente estabilidade térmica e física, além disso, sua cristalização ocorre homogeneousmente no volume e cristaliza-se mais facilmente que outros vidros alcalinos servindo como modelo para o estudo de sistemas vitrocerâmicos mais complexos (Braum, 2008).

Alguns trabalhos relatam altas taxas de sobrevivência de coroas de dissilicato de lítio em região posterior, chegando a 96,3% em 4 anos de acompanhamento (Reich & Schierz, 20013, 97,8% em 5 anos e 96,7% em 10 anos (Pieger et al., 2014).

O dissilicato de lítio IPS e.max CAD é apresentado comercialmente em forma de blocos de coloração azulada, que já estão pré cristalizados, para confecção de próteses pela tecnologia CAD/CAM. Após o processo de usinagem do bloco, o material deve passar por um segundo estágio antes da cimentação. Durante a primeira fase de cristalização, feita antes da sua comercialização, cristais de metassilicato de lítio são precipitados. A vitrocerâmica resultante desta primeira cristalização tem um cristal gama de tamanho 0,2 a 1,0 μm , com aproximadamente 40% do volume de cristais metassilicato de lítio. Isto é o que proporciona uma cor azul-violeta ao bloco. Este estado pré-cristalizado permite que o bloco seja usinado com maior facilidade sem desgaste excessivo da ponta diamantada ou danos para o material. A cristalização da cerâmica deve ser feita após a usinagem do bloco, quando a peça já usinada é submetida ao

tratamento térmico no forno fazendo com que a fase de cristal metassilicato dissolva-se completamente e o dissilicato de lítio se cristalize. Após este processo, a cor azulada deixa de existir e a prótese já sai do forno na cor selecionada pelo profissional e resulta em uma cerâmica de vidro com um tamanho de granulação de cerca de 1,5µm e um volume de cristal de 70% incorporado numa matriz de vidro (Borom et al., 1975; Holand et al., 2006; Ritter, 2010; McLaren & Figueira, 2015).

O fabricante do dissilicato de lítio IPS e.max, a Ivoclar, produz um forno próprio para sua cristalização, que possui em seu software uma programação específica para este procedimento, entretanto, há profissionais que fazem a cristalização em fornos de outras marcas visando diminuir os custos de produção, uma vez que o forno da Ivoclar possui um valor de mercado elevado. Será que a utilização de outro tipo de forno para cristalização modificaria a microestrutura e as propriedades mecânicas do dissilicato de lítio, comprometendo suas taxas de sobrevivência?

1.1.2 Cimentação

A eficácia da cimentação pode influenciar o sucesso clínico a longo prazo das restaurações cerâmicas, portanto é muito importante escolher um protocolo de cimentação confiável e eficaz (Lise et al., 2015). A função primária da cimentação é estabelecer uma retenção confiável, um selamento durável do espaço entre o dente e a restauração, proporcionando estética adequada (Gerth et al., 2013).

A resistência aumentada do dissilicato de lítio permite técnicas de cimentação adesiva ou convencional (Fasbinder et al., 2010). Entretanto, Lise et al. (2015) afirmam que os vitrocerâmicos, mesmo aqueles com alta resistência à flexão, são propensos à fratura sob cargas da mastigação, o que justifica o uso de cimentação adesiva. Segundo Tian et al. (2014) a cimentação por meio de cimento resinoso proporciona uma ligação mais forte e mais durável entre a cerâmica e a estrutura dental. Atualmente, há uma busca muito

grande por procedimentos restauradores estéticos, como por exemplo os laminados cerâmicos, que apresentam pouca ou nenhuma retenção mecânica. Este tipo de restauração conta quase que exclusivamente com a fixação adesiva, portanto, a decisão de escolha do tipo de cimentação, convencional ou adesiva, deve ser criteriosamente analisada de acordo com a exigência clínica.

Alguns estudos mostraram que restaurações do tipo coroa total e PPF de três elementos podem ser cimentadas tanto com cimentação adesiva quanto cimentação não adesiva, já no caso de inlays, onlays, laminados e em preparos curtos e sem retenção para coroas totais, a cimentação adesiva é indicada (Wolfart et al., 2009; Vargas et al., 2011). Gerth et al. (2013) publicaram um estudo com acompanhamento clínico de coroas unitárias (anteriores ou posteriores) de dissilicato de lítio durante 9 anos e concluiu que não há diferença estatística significativa entre cimentação adesiva ou convencional na incidência de complicações protéticas, reforçando que a cimentação convencional só poderia ser utilizada em casos de preparos com altura cérvico-oclusal maior que 4mm e em preparos que apresentassem ângulo de convergência menores que 10°.

Para Lise et al. (2015), a cimentação adesiva tem sido mais indicada, devido a alguns fatores, como por exemplo, baixa solubilidade na cavidade bucal, baixas taxas de infiltração na interface dente/restauração, boas propriedades óticas, baixa incidência de manchamento marginal e baixas taxas de recorrência de cáries. Tian et al. (2014) afirma que cimentos resinosos não só proporcionam ligação mais forte e mais durável entre a cerâmica e a estrutura dental, mas também podem atingir melhores resultados estéticos e aumentar a resistência da cerâmica.

Para Pagani et al. (2003) o uso de uma camada relativamente fina de cimento resinoso ligado à cerâmica dissilicato de lítio em superfícies tratadas com ácido fluorídrico e silanização poderia aumentar significativamente a resistência à flexão biaxial em comparação com uma cerâmica sem a utilização do cimento resinoso.

No caso de cimentação adesiva, a adesão entre o dissilicato de lítio e o cimento resinoso é fornecida por dois mecanismos principais: fixação micromecânica e ligação química. A fixação micromecânica é criada por meio de ataque ácido, enquanto que o agente de união silano proporciona a ligação química. Cada cerâmica de vidro difere na composição química e microestrutura, por isso pode ser necessário estabelecer procedimentos de ligação de acordo com cada tipo de vitrocerâmica (Tian et al., 2014).

Quando se trata de cimentação adesiva, os cimentos autoadesivos representam a categoria inovadora e simplificada de cimentos resinosos, que rapidamente ganhou popularidade, devido principalmente a sua facilidade de utilização. No protocolo de utilização do cimento autoadesivo, não é recomendado que se faça pré-tratamento do substrato dental com ácido condicionante e adesivo, já na utilização de cimento resinoso convencional o pré-tratamento do substrato dental é indispensável.

Apesar do grande número de passos clínicos da cimentação adesiva usando aplicação do sistema adesivo no substrato dental previamente à cimentação, consequentemente, maior probabilidade de erros do operador, este tipo de cimentação ainda é considerado o "padrão ouro" para a cimentação adesiva (Lise et al., 2015; Radovic et al., 2015).

Para proporcionar essa fixação micromecânica e ligação química, previamente ao procedimento de cimentação do dissilicato de lítio, faz-se necessário um protocolo de tratamento específico da superfície interna da cerâmica, indicado pelo fabricante.

1.1.3 Tratamento de superfície

Após a finalização da fase laboratorial de confecção das restaurações vitrocerâmicas, é recomendado o tratamento da sua superfície interna por meio da ação de agentes químicos antes da sua cimentação. O

fabricante do IPS e.max recomenda que o dissilicato de lítio deve passar por condicionamento ácido de sua superfície para remover a fase vítreia por meio de reação com dióxido de silício, criando irregularidades na superfície da cerâmica (Tian et al., 2014; Neis et al., 2015).

O tempo de exposição ao condicionante ácido fluorídrico depende da microestrutura da cerâmica e da concentração do ácido, que geralmente varia entre 5% e 10%. O condicionamento da superfície do dissilicato de lítio com ácido fluorídrico 10% deve ser feita durante 20s, seguido por lavagem com spray de água durante 60s. Após este procedimento, os cristais são expostos e servem como superfícies de retenção e intertravamento do cimento, o que aumenta a aderência (Lise et al., 2015). O tempo de condicionamento ácido deve ser observado rigorosamente. Segundo Zogheib et al. (2011), quanto maior o tempo de condicionamento com ácido fluorídrico, maior a rugosidade provocada na superfície, bem como menor a resistência flexural das estruturas vitrocerâmicas. Ou seja, o condicionamento ácido por um tempo maior que o indicado pelo fabricante pode levar ao enfraquecimento estrutural da mesma.

Além da primeira fase do tratamento de superfície, o condicionamento ácido, é necessário uma segunda fase, a aplicação de um agente de união silano sobre a superfície condicionada. Este agente de adesão bifuncional cria uma interação química entre a sílica na fase vítreia do material cerâmico e os grupos metacrilato do cimento resinoso (Lise et al., 2015; Neis et al., 2015). Um monômero presente na composição do silano chamado 10-MDP, conhecido pela sua capacidade de ligação química à diversos substratos, é considerado um monômero padrão ouro para adesão cerâmica. Depois da silanização, a superfície previamente hidrófila se transforma em hidrofóbica e o material de cimentação se torna mais capaz de molhar a superfície (Lise et al., 2015) no caso de dissilicato como tem muito fase policristalina, o mdp não é tão significativo quanto nas cerâmicas de grande fase vítreia

O condicionamento químico por meio do ácido fluorídrico e silanização parecem melhorar a adesão, no entanto, as variações na

composição química, a capacidade de umedecimento, a viscosidade, e as propriedades mecânicas de cada cimento resinoso também influenciam e são responsáveis por variações na resistência de união, sendo assim, é de fundamental importância que o protocolo clínico de tratamento de superfície do dissilicato de lítio, seja seguido pelo protocolo de cimentação adequado (Lise et al., 2015).

O sucesso clínico e a longevidade das restaurações em dissilicato de lítio podem estar relacionados ao seu bom desempenho físico e mecânico, bem como à resistência adesiva entre a cerâmica e o cimento resinoso, principalmente no caso dos laminados. Tendo em vista que tanto a cerâmica quanto o cimento resinoso são submetidos a um ambiente complexo na cavidade bucal, que está sendo influenciado por diversos fatores extrínsecos, tais como mudança de temperatura, saliva, alimentação diária, força mastigatória e outros hábitos, constantes trabalhos científicos são desenvolvidos para testar e permitir o aprimoramento de tais materiais (Radovic et al., 2015).

Diante do custo elevado em adquirir o forno indicado pela fabricante do IPS e.max, há a possibilidade de utilização de outros tipos de fornos para a cristalização como forma de controle de custos. A resistência mecânica do dissilicato de lítio e a resistência de união ao cimento resinoso podem ser afetadas com a variação do tipo de forno?

A hipótese nula testada é que não há diferença na resistência de união ao cimento resinoso e na resistência flexural do dissilicato de lítio quando variamos o tipo de forno para cristalização (Programat P300 e FVPlus).

2 PROPOSIÇÃO

Com base na possibilidade de cristalização do dissilicato de lítio em mais de um tipo de forno, como alternativa e redução de custos de produção, já que o forno indicado pela fabricante tem custo elevado, a proposta deste estudo foi avaliar a influência do tipo de forno para cristalização da cerâmica enriquecida com dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) na sua resistência de união e resistência flexural.

Objetivos específicos:

- a) Avaliar a influência do tipo de forno para cristalização na resistência de união do dissilicato de lítio a um cimento resinoso.
- b) Avaliar a influência do tipo de forno para cristalização na resistência flexural do dissilicato de lítio;

A hipótese nula testada é que o tipo de forno utilizado para a cristalização do dissilicato de lítio não interfere na resistência flexural e na resistência de união ao cimento resinoso.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 *Delineamento experimental*

Unidade experimental: cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) associada a cilindros de cimento resinoso (RelyX U200) e barras em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD).

Fatores em estudo: forno para cristalização em dois níveis: forno Programat P300 (Ivoclar Vivadent) e forno FVPlus (EDG).

Variável resposta: resistência de união (MPa) e resistência flexural (MPa).

Métodos de análise: para análise da resistência de união foi realizado o ensaio mecânico de microcislhamento. Para análise da resistência flexural, foi realizado o ensaio mecânico de flexão de três pontos.

3.2 Materiais utilizados

Tabela 1 – Composição dos materiais utilizados

Material	Nome comercial	Composição	Fabricante
Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio	IPS e.max CAD	$\text{Li}_2\text{O}-2\text{SiO}_2$	Ivoclar Vivadent, NY, EUA
Ácido fluorídrico	Condicionador de porcelanas	Ácido fluorídrico 10% água, espessante e corante	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Agente união	RelyX Ceramic Primer	Etanol, 3-trimetoxisililpropilmetacrilato, ester de ácido fosfórico, metacrilado	3M ESPE, St Paul, EUA
Cimento resinoso dual	RelyX U200	Metacrilatos bifuncionais e partículas inorgânicas.	3M ESPE, St Paul, EUA



Figura 1. A – Bloco de cerâmica reforçada com dissilicato de lítio; B - Cimento resinoso dual RelyX U200; C - Agente de união silano RelyX Ceramic Prime; D– Ácido fluorídrico 10%.

3.3 Preparo das amostras para o ensaio de resistência ao microcralhamento

Vinte blocos de dissilicato de lítio IPS e.max CAD foram selecionados para o ensaio de resistência ao microcralhamento e divididos em dois grupos. Os pinos metálicos dos blocos pré-cristalizados foram removidos (figura 2A) antes que fossem cristalizados. Foram posicionados sobre a base de queima por meio de uma gota de fixador refratário (Object Fix, Ivoclar Vivadent) (figura 2B), de forma que cada bloco não ficasse diretamente em contato com a base de queima e distantes pelo menos 5 mm entre si, para que o calor fosse uniformemente distribuído em todo o espaço do forno. Dez blocos foram cristalizados em forno Programat P300, Ivoclar Vivadent (grupo controle - GC) (figura 2C) e outros dez foram cristalizados em forno FVPlus EDG (grupo experimental - GE) (figura 2D). A cristalização do GC seguiu a programação automática de número 91, disponível em seu painel digital. Quando o forno atinge uma temperatura de 550°, o vácuo é ativado, a temperatura continua a elevar até 820°. A temperatura permanece estável aos 820° durante 7min, em seguida o vácuo é desligado e inicia-se o resfriamento

lento. A cristalização do GE seguiu uma programação manual frequentemente utilizada de maneira empírica, na qual a temperatura de queima foi de 820°, durante 25 minutos sem conexão vácuo. Da mesma forma que no grupo GC, os blocos deste grupo foram cuidadosamente posicionados na base de queima.



Figura 2. A- Remoção haste metálica do bloco cerâmico; B- colocação do fixador refratário; C- forno Programat P300, Ivoclar; D- forno FVPlus EDG.

Posteriormente à cristalização final, os blocos foram incluídos em cilindros de PVC com resina de poliestireno (Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil) (figura 3A). Após a inclusão, as superfícies das cerâmicas foram abrasionadas com lixas de carbeto de silício (# 600, 800, 1200, Norton, Campinas, SP, Brasil) durante 20 s para padronização (figura 3B).

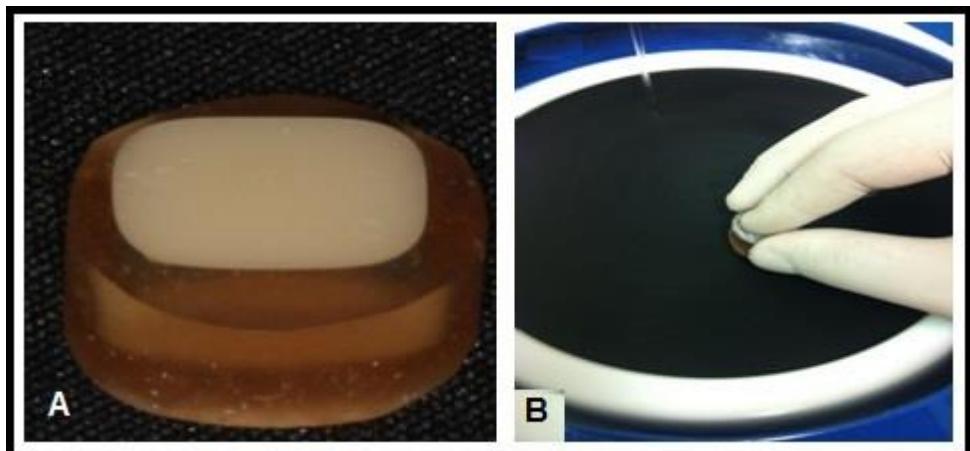


Figura 3. A- bloco IPS e.max CAD incluído em resina de poliestireno; B- bloco sendo lixado com lixas de carbeto de silício

Em seguida, as superfícies dos blocos cerâmicos foram tratadas com ácido fluorídrico a 10% (Condicionador de Porcelanas, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 20 s (figura 4A), seguida por lavagem abundante com spray de água filtrada durante 1 min e posterior secagem com jato de ar livre de óleo (figura 4B). Logo após a secagem, foi feita aplicação de agente de união silano pré-hidrolisado (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, St. Paul, USA) sobre a superfície da cerâmica por 60 s (figura 4C e D).

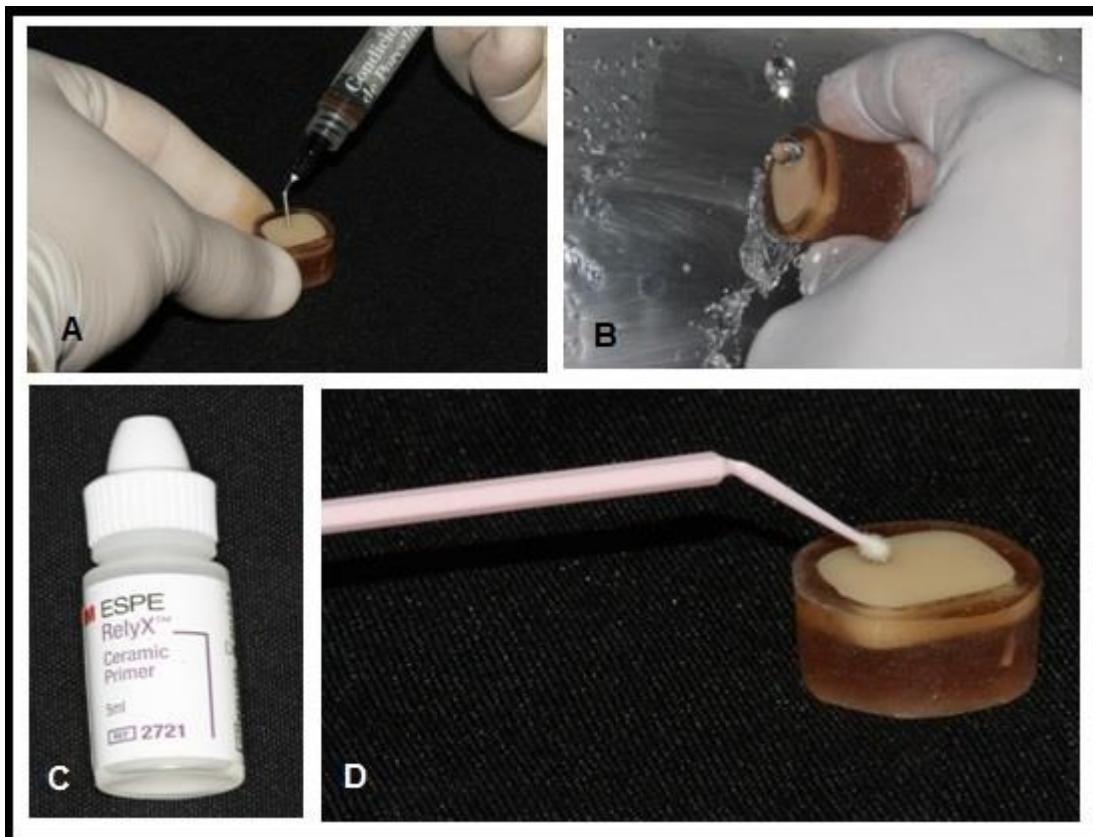


Figura 4. A- condicionamento com ácido fluorídrico a 10% durante 20s; B- Lavagem com spray de água filtrada durante 1min; C- agente de união silano; D- aplicação do silano por 60s.

Os cilindros de cimento resinoso para o teste de microcislhamento foram feitos por inserção do cimento resinoso em um molde de silicone previamente confeccionado, que apresentava 6 orifícios com diâmetro interno de 1,0mm e altura de 1,0mm, cada (figura 5A). O molde de silicone foi posicionado sobre a superfície da cerâmica e seus orifícios foram preenchidos com cimento resinoso dual autoadesivo (RelyX U200, 3M ESPE, St. Paul) (figura 5B e C), por meio do auxílio de sonda exploradora (figura 5D). Seis cilindros foram confeccionados sobre a superfície de cada bloco cerâmico com espaçamento de 3mm entre eles (Raposo et al., 2012); uma tira de poliéster foi posicionada sobre a matriz com os orifícios já preenchidos e sobre ela foi apoiado um objeto metálico para exercer uma leve pressão durante 2,5 min

(figura 5E); em seguida, os cilindros de cimento foram polimerizados por 40s de fotoativação com aparelho LED (Radii Cal, SDI, Australia) com intensidade de luz de 1000 mW/cm² previamente mensurada em radiômetro (figura 5F). Após a polimerização completa dos cilindros de cimento resinoso, o molde de silicone foi removido por meio de um bisturi de forma cuidadosa e obtivemos os 6 cilindros de cimento resinoso com aproximadamente 1 mm² cada, aderidos à superfície da cerâmica (figura 5G e H).

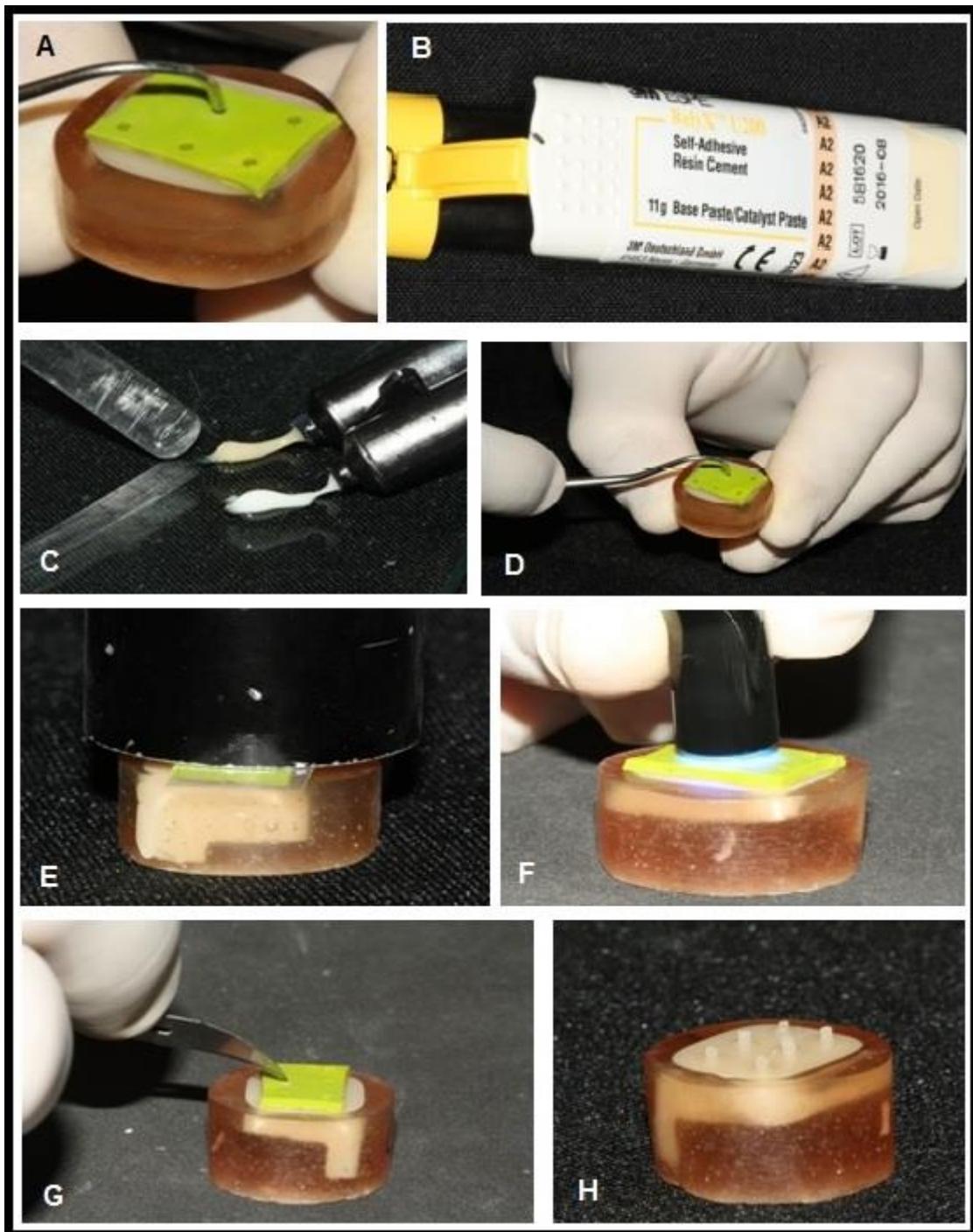


Figura 5. A- molde de silicone para confecção dos cilindros de cimento resinoso; B- cimento resinoso dual autoadesivo RelyX U200; C- espatulação do cimento; D- inserção do cimento no molde; E- posicionamento da tira de poliéster e peso para aguardar a presa química; F- fotoativação do cimento resinoso por 20s; G- remoção do molde de silicone; H- amostra pronta para o ensaio de microcislhamento.

Dois cilindros foram selecionados para o teste imediato (24 horas), dois foram testados após 30 dias de armazenamento em saliva artifical a 37°C e umidade relativa e os outros dois serão testados após 180 dias de armazenagem.

3.4 Mensuração da resistência de união ao microcislhamento (μ SBS)

Para o ensaio de microcislhamento, as amostras de cerâmica incluídas em resina de poliestireno (Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil) foram posicionadas e fixadas em um dispositivo metálico próprio do equipamento de ensaios mecânicos utilizado (OM100, Odeme dental Research, pinhais, PR, Brasil) (figura 6A e B). Para a execução mais fidedigna do ensaio, as amostras eram posicionados de modo que os cilindros de cimento resinoso ficassem alinhados à direção de aplicação da força (Raposo et al., 2012) (figura 6C). Um fio ortodôntico de 0,2 milímetros de diâmetro (NiCr, Morelli, Sorocaba, SP, Brasil) foi selecionado para aplicar a carga sobre os cilindros de cimento. O equipamento foi ajustado sob carregamento horizontal à velocidade de 07mm/min (Armstrong et al., 2010)(Figura 6).



Figura 6. A- máquina de ensaios mecânicos utilizada para o teste de microcislhamento; B- cerâmica posicionada na máquina de ensaios; C- fio ortodôntico em posição alinhada à direção da força de aplicação de carga.

A resistência de união de cada amostra (MPa) foi calculada usando a seguinte fórmula:

$$R=F/A$$

onde, F é a força necessária para ruptura (N), e A é a área adesiva dos espécimes (mm^2).

No teste imediato (24hs - T0) dois cilindros foram testados e uma média dos valores foi obtida. As amostras cerâmicas de cada grupo foram submetidas ao envelhecimento, armazenadas em saliva artificial a uma temperatura de 37°C e umidade relativa, durante 30 dias. Após este período foram realizados novos testes, com outros dois cilindros (30 dias – T1) para

verificar se os valores obtidos no primeiro teste perduraram com o envelhecimento artificial (figura 7).



Figura 7. Estufa de envelhecimento artificial, 37°C e umidade relativa.

3.5 Análise do padrão de falha

Após realizados os ensaios mecânicos de microcislhamento, as amostras foram levadas ao microscópio óptico (Mitutoyo, USA) para análise do padrão de falha, que foram divididos em cinco tipos: 1) falha adesiva; 2) falha mista com prevalência em cerâmica; 3) falha mista com prevalência em cimento; 4) falha coesiva em cerâmica; e 5) falha coesiva em cimento (figura 8).

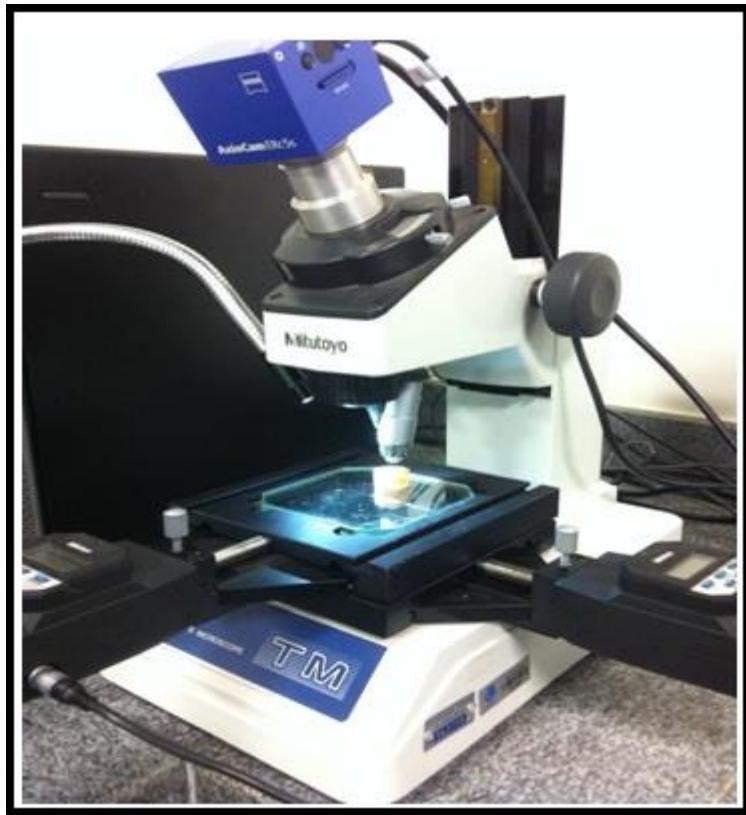


Figura 8. Microscópio óptico Mitutoyo (USA) utilizado para análise do padrão de falha.

Colocar imagens dos padrões de falha

3.5 Preparo das amostras para o ensaio flexural de três pontos

As barras cerâmicas para o ensaio flexural de três pontos foram obtidas através de cortes seriados de blocos cerâmicos IPS e.max CAD pré-cristalizados.

a) Corte perpendicular – comprimento

O primeiro corte realizado nos blocos cerâmicos foi perpendicular ao longo eixo dos mesmos, com o intuito de remover a haste metálica e determinar o comprimento dos corpos-de-prova. Para isso, a haste do bloco cerâmico foi fixada por meio de parafusos num dispositivo metálico da máquina de cortes seriados ISOMET 1000R (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA) (figura 9A). O corte para remoção da haste metálica e determinação do

comprimento foi realizado por um disco de diamante de 0,5 mm de espessura (BUEHLER serie 15HC nº 11,4246) a uma velocidade de 200 rotações por minuto sob abundante refrigeração com água (figura 9B).

b) Corte longitudinal – largura

Depois da remoção da haste metálica e determinação do comprimento dos corpos de prova, cada bloco cerâmico foi fixado com godiva de baixa fusão (ExataR, DFL Industria e comercio Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) em uma base de acetato confeccionada especificamente para fixar o bloco na máquina de cortes seriados e prosseguir com os cortes longitudinais, realizados distantes 4 mm um do outro, determinando assim a largura dos espécimes (figura 9C).

c) Corte longitudinal – espessura

As lâminas obtidas pela técnica de determinação da largura dos espécimes foram novamente fixadas em placa de acetato com auxílio de godiva de baixa fusão e foram cortadas longitudinalmente com intervalos de 1,2 mm de distância, determinando assim a espessura final dos corpos de prova (figura 9D).



Figura 9. A- máquina de cortes seriados Isomet 1000; B- corte perpendicular para remover a haste metálica; C- corte para determinação do largura das barras; D- corte para determinação da espessura das barras.

Um paquímetro universal com leitura eletrônica DIGIMATIC CALIPERR (Mitutoyo, Absolute, no serie BB071467) foi utilizado para conferir as dimensões das barras: aproximadamente 20 mm de comprimento, 4 mm de largura e 1,2 mm de espessura (Saavedra, 2008) (figura 10A-C). Após a padronização das dimensões, as barras foram selecionadas e divididas em 2 grupos ($n=10$): GC e GE. Cada grupo foi cristalizado de acordo com a descrição já feita para o teste de microcislhamento, sendo o GC cristalizado no forno Programat P300, Ivoclar e o GE no cristalizado no forno FVPlus EDG. Após a cristalização, foi feita a limpeza das barras em cuba ultrassônica por 10 min.

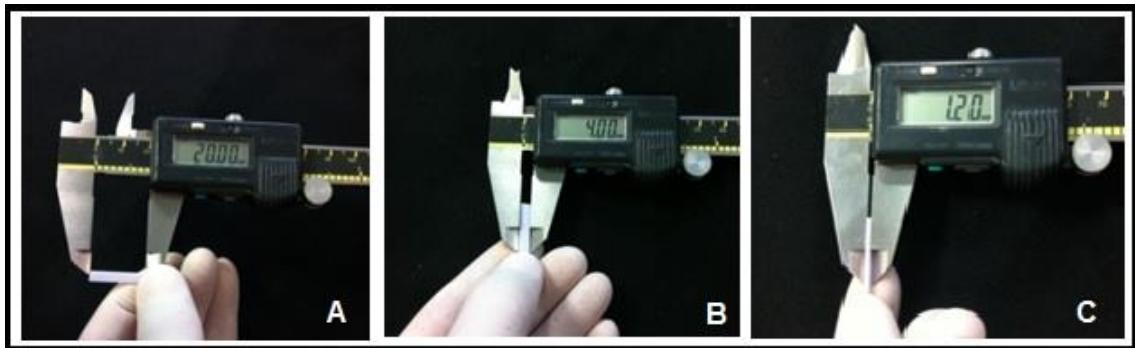


Figura 10. A- mensuração do comprimento das barras; B- mensuração da largura das barras; C- mensuração da espessura das barras.

3.6 Mensuração da resistência flexural

Cada barra de dissilicato de lítio cristalizada foi posicionada na máquina de ensaios mecânicos (EMIC 2000 DL, São José dos Pinhais, SP, Brasil) (figura 11A) sobre dois cilindros com aproximadamente 2 mm de diâmetro e distante 16 mm entre si. O ensaio mecânico flexural de três pontos consistiu na aplicação de carga compressiva de 50kgf incidida sobre a barra cerâmica por meio de um pistão de aproximadamente 2mm diâmetro, posicionado na metade da distância entre os apoios, com velocidade de 0,5mm/minuto até a ruptura da amostra (figura 11B e C).

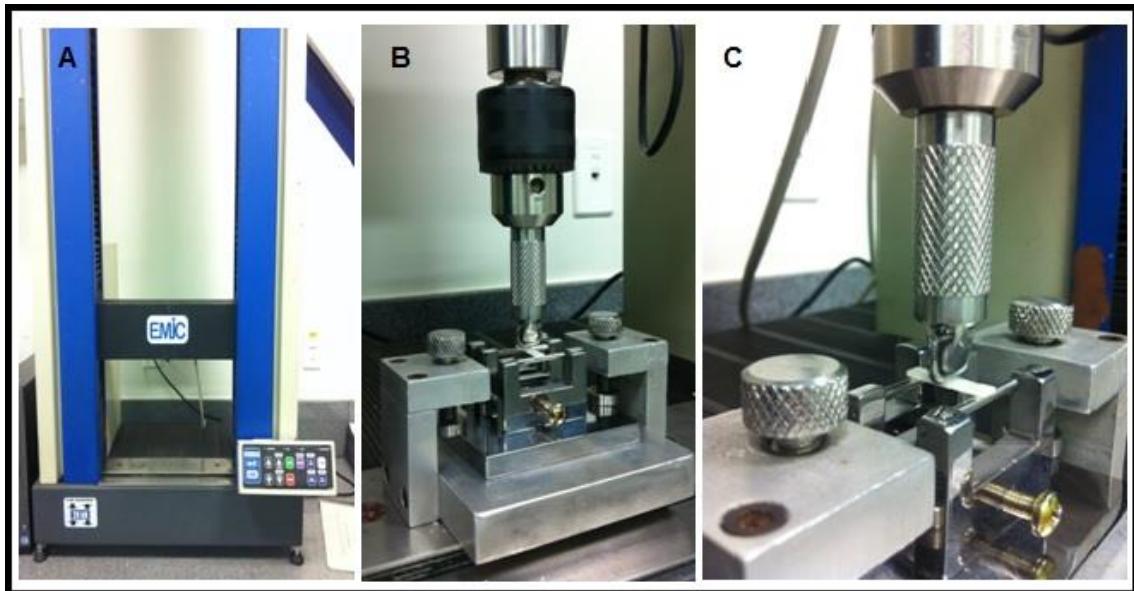


Figura 11. A- máquina de ensaios mecânicos Emic, São José dos Pinhais, SP; B- barra cerâmica em posição para teste; C- barra cerâmica sendo submetida ao teste flexural de três pontos.

Para calcular a resistência flexural (MPa) foi utilizado a seguinte fórmula:

$$\frac{3PL}{2WT^2}$$

onde:

P é a força registrada no momento da fratura;

L, a distância entre os suportes;

W, largura do espécime e

T, espessura do espécime (YEN et al., 1993).

3.6 Análise estatística dos dados

Os dados foram tabulados e analisados pelo programa SigmaPlot 12.0 (Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA). Tanto os dados do teste de resistência de união quanto os dados do teste de resistência flexural foram submetidos ao teste *t*-Student ($p < 0,05$) para comparação entre os grupos.

4 RESULTADOS

4.1 Resistência de união

Os valores das médias e desvio padrão da resistência de união ao microcislhamento dos grupos testados bem como o tempo de armazenamento estão descritos na tabela a seguir.

Tabela 2. Médias e desvio padrão dos valores de resistência de união em todos os tempos avaliados (MPa).

Colocar as letras de semelhança e tabela aberta

Grupos	Tempo		Valor de <i>p</i>
	Imediato	1 mês	
GC	$17,89 \pm 5,92$ A	$17,11 \pm 6,37$ A	0,780
GE	$15,04 \pm 4,53$ A	$14,94 \pm 5,28$ A	0,964
Valor de <i>p</i>	0,243	0,415	

A comparação dos resultados de resistência de união ao microcislhamento dentro do grupo controle (GC-T0 e GC-T1) quando variou-se o tempo não apresentou diferença estatística significativa (*p*= 0,780) e tem seus valores descritos no gráfico a seguir:

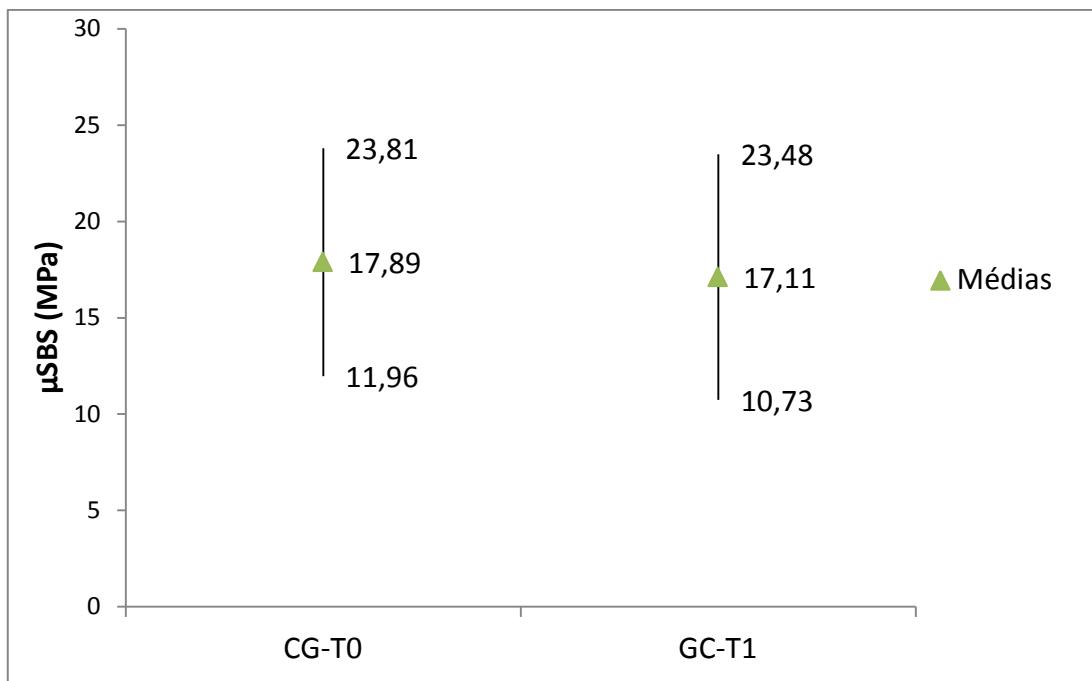


Gráfico 1. Médias e desvio padrão dos valores de resistência de união no GC. CG-T0: grupo controle teste imediato; CG-T1: grupo controle teste 30 dias após armazenamento.

Após a comparação dos resultados de resistência de união ao microcislhamento dentro grupo experimental (GE-T0 e GE-T1) quando se variou o tempo, observou-se que não havia diferença estatística significativa entre os mesmos ($p= 0,964$); seus valores estão descritos no gráfico a seguir:

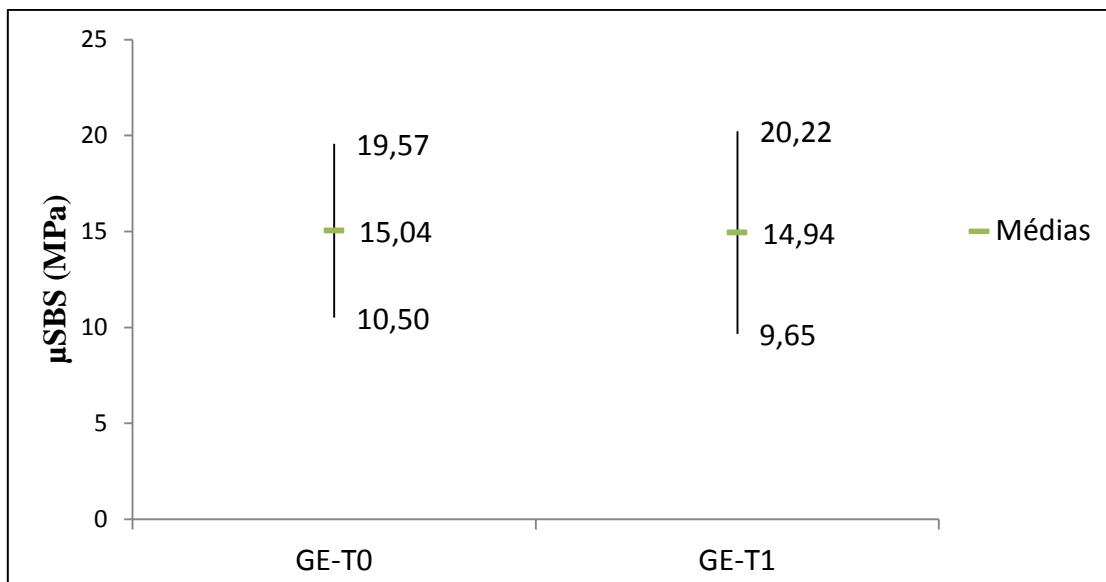


Gráfico 2. Médias e desvio padrão dos valores de resistência de união no GE. GE-T0: grupo experimental teste imediato; GE-T1: grupo experimental teste 30 dias após armazenamento.

4.2 Padrão de falha

Os resultados da análise do padrão de falha dos cilindros de cimento resinoso após o ensaio mecânico de microcislhamento estão listado no gráfico 3. Não houve falha coesiva em cerâmica e também não houve falha coesiva em cimento. As falhas encontradas foram classificadas em mista com prevalência em cimento e adesiva (figura 12).

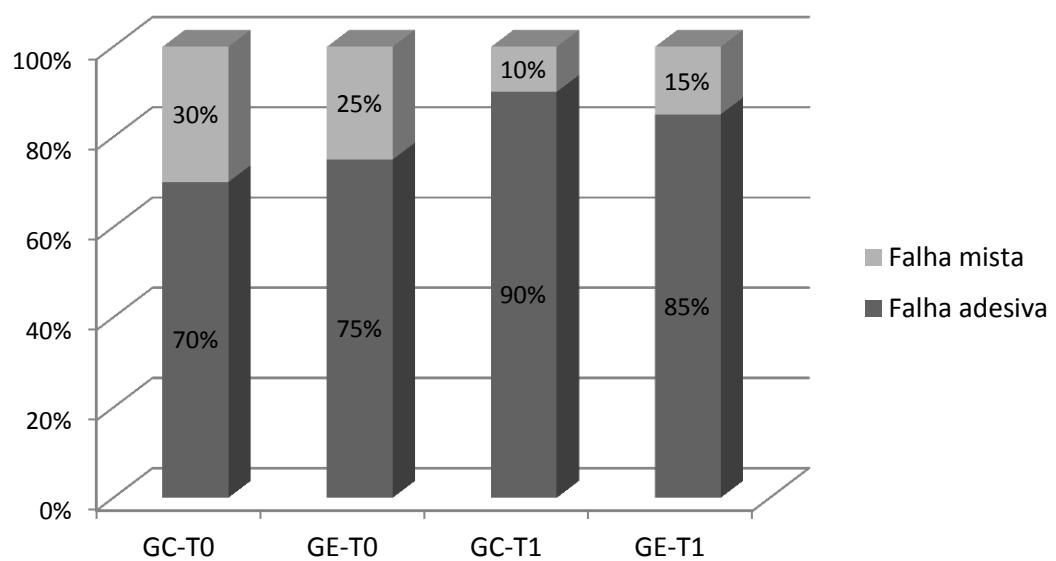


Gráfico 3. Padrão de falha após teste de microcislhamento. GC-T0: teste imediato grupo controle; GE-T0: teste imediato grupo experimental; GC-T1: teste após 30 dias grupo controle; GE-T1: teste após 30 dias grupo experimental.

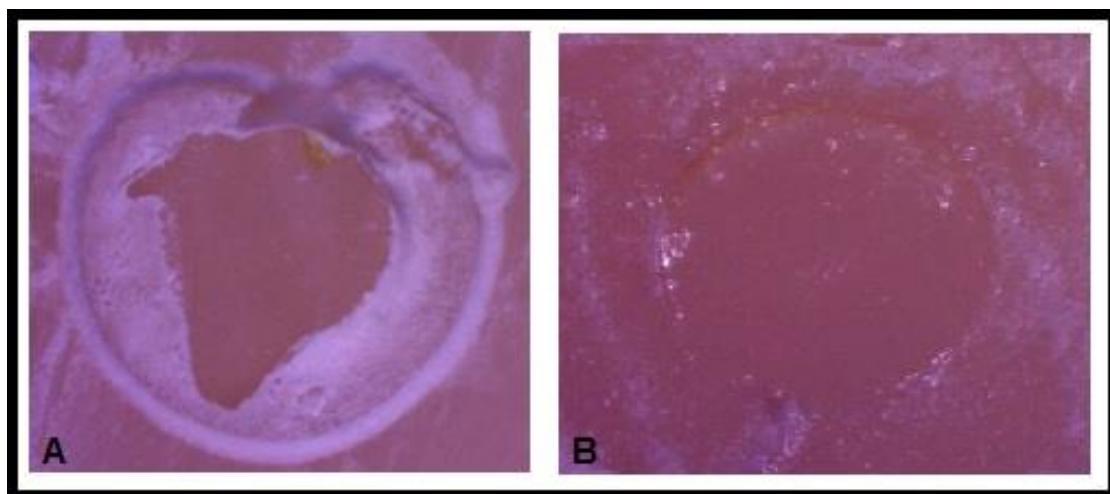


Figura12. A- Falha mista com prevalência em cimento; B- Falha adesiva.

4.3 Resistência flexural

A estatística descritiva dos dados obtidos no teste de resistência flexural de três pontos está descrita na tabela a seguir. Não houve diferença estatística significativa ($p= 0.984$) entre os valores de resistência flexural obtidos no grupo controle e no grupo experimental.

Tabela 3: Médias e desvio padrão dos valores de resistência flexural dos grupos testados

GRUPOS	MÉDIAS/DESVIO PADRÃO
GC	$268,17 \pm 67,55$
GE	$268,65 \pm 31,09$

5 DISCUSSÃO

A hipótese nula foi aceita e a variação dos tipos de fornos avaliados não interferiu nos resultados de resistência flexural e resistência de união do dissilicato de lítio.

O funcionamento do forno fabricado pela Ivoclar, o Programat P300 é diferente do funcionamento do forno alternativo que tem sido utilizado por profissionais da área de prótese e que foi utilizado como teste neste estudo, o FVPlus, EDG. A diferença percebida pela comparação das duas programações de uso está no tempo que as peças cerâmicas permanecem expostas ao calor. Apesar de em ambas as programações dos fornos a temperatura máxima atingida seja de 820°C, no forno do grupo controle, o tempo de exposição é de 7 min a vácuo, enquanto que no forno do grupo experimental, o tempo de exposição é maior, de 25 min, porém sem vácuo.

As taxas de sucesso das restaurações indiretas estão relacionadas também com o protocolo de cimentação, principalmente as restaurações que contam quase que exclusivamente com a fixação adesiva, sem retenção mecânica, como no caso dos laminados cerâmicos. Grande parte dos laminados cerâmicos estão sendo confeccionados com dissilicato de lítio, logo, avaliar se a variação do forno de cristalização interfere na sua resistência de união ao cimento resinoso é de grande importância clínica e científica.

Pelos resultados obtidos neste estudo, mostrando que não há diferença na resistência de união entre a cerâmica e o cimento resinoso com a variação do forno de cristalização, percebe-se que a proporção de fase vítreia presente nos dois grupos após o tratamento térmico de cristalização não é diferente, permitindo condicionamento ácido por meio da reação do ácido fluorídrico com o dióxido de silício da fase vítreia e silanização, similar nos dois grupos.

Após o teste de microcislhamento imediato, no qual constatou-se ausência de diferença na resistência de união entre os dois grupos testados, as amostras foram submetidas ao envelhecimento. O meio de armazenamento

escolhido para o envelhecimento foi a saliva artificial, uma vez que o papel da degradação da união neste meio pode ser maior, quando comparado ao armazenamento em água destilada. O armazanamento em água destilada, também provocaria degradação da união porém não simularia o ambiente bucal, ao qual as cerâmicas e o cimento são submetidos durante sua vida útil (Wegner et al., 2002).

Após o envelhecimento de 30 dias em saliva artificial, a comparação dos resultados do teste de microcislhamento (GC-T1 X GE-T1) também não mostrou diferença significativa, e então surgiu a ideia de comparação dos resultados dentro do mesmo grupo. Embora esta comparação dos resultados de microcislhamento intra grupo: GC (imediato X após 30 dias de armazenamento) e GE (imediato X após 30 dias de armazenamento) não leve em consideração a variação dos fornos de cristalização, ela mostrou que o envelhecimento artificial por um período curto de 30 dias, não foi capaz de provocar alteração nos resultados de resistência de união. Esperava-se que os valores de resistência de união fossem menores para os testes após envelhecimento, uma vez que o cimento resinoso pode apresentar degradação hidrolítica, entretanto, o período de armazenamento de 30 dias pode ser considerado pequeno para que promovesse degradação significativa. Tian et al. (2014), recomendam que um tempo de armazenamento mais longo em um meio de armazenamento de saliva artificial deve ser aplicado em ensaios de laboratório que investigam a união do cimento com a cerâmica.

A avaliação do padrão de falha dos cilindros resinosos após cada ensaio mecânico de microcislhamento é importante pois um elevado número de falhas coesivas comprometeria a avaliação da resistência de união. Não houve nenhuma falha coesiva dos espécimes avaliados ao microscópio; resultado esperado, uma vez que ensaios de microcislhamento tendem a levar a menos falhas coesivas nos substratos e mais falhas adesivas na interface de ligação (Moharamzadeh et al., 2008; Hooshmand et al., 2012).

Segundo Prukkanom et al. (1998), espécimes com menos de 1,1mm² de interface adesiva, podem apresentar falhas antes mesmo do ensaio

mecânico, entretanto a utilização de amostras com uma área de secção transversal de cerca de 1 mm² leva a uma maior uniformidade da distribuição de tensões, o que confere resultados mais precisos na avaliação do potencial de ligação entre o cimento resinoso e a cerâmica (Bona et al., 2000; Bona et al., 2003; Tian et al., 2014).

Embora os valores de resistência de união após envelhecimento artificial não apresentaram diferença estatística dos valores do teste antes do envelhecimento, a análise do padrão de falha mostrou que as falhas adesivas aumentaram, mostrando a capacidade de degradação hidrolítica da interface de união cimento cerâmica causada pelo envelhecimento em saliva artificial, que simula os fluidos bucais.

Diante da possibilidade inovadora de utilização clínica da cerâmica reforçada com dissilicato de lítio, as PPF de 3 elementos em região anterior podendo envolver também região posterior até 2º pré-molar, o teste mecânico de resistência flexural foi escolhido para este estudo, uma vez que PPF são submetidas constantemente a forças de flexão durante os movimentos de mastigação (Sorensen et al., 1999; Kheradmandan et al., 2001).

Como a melhora das propriedades físicas e mecânicas da cerâmica reforçada por dissilicato de lítio está na dependência de redução total dos cristais de metassilicato de lítio e crescimento dos cristais de dissilicato de lítio, que ocupam 70% do volume; a não diferença dos valores de resistência flexural entre os dois grupos testados (GC e GE), nos leva a entender que qualquer um dos fornos testados promove a finalização do metassilicato e o crescimento do dissilicato de lítio (Borom et al., 1975; Holand et al., 2006; McLaren & Figueira, 2015). Apesar das limitações deste estudo laboratorial, a cerâmica cristalizada com tratamento térmico sem vácuo e por tempo prolongado (25 min a 820°C) realizado no forno do grupo experimental apresentou valores similares de resistência flexural quando comparada à cerâmica cristalizada com exposição menor ao calor e sob vácuo (7 min a 820°C) realizada no grupo controle. Lien et al. (2015) mostraram que o crescimento dos cristais de dissilicato de lítio do IPS e.max aconteceu

independente do tempo de exposição ao calor, mas sim de um limiar mínimo de temperatura de exposição, 780°C. Segundo aquele estudo, amostras submetidas a temperatura mínima de 780°C apresentaram maior valor de resistência flexural do que amostras submetidas a temperaturas menores que 780°C.

. Mais estudos são necessários para confirmar a hipótese de que a ausência do vácuo no interior do forno pode ser compensada pelo aumento do tempo de exposição ao calor, de forma a não comprometer a resistência flexural do dissilicato de lítio e a resistência de união deste ao cimento resinoso. A decisão de escolha do tipo de forno e da programação de aquecimento não pode ser sustentada apenas pelos resultados deste estudo, mas são de extrema importância, uma vez que o desempenho clínico e a probabilidade de sobrevivência das próteses confeccionadas em dissilicato de lítio podem ser influenciados por tal decisão.

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo laboratorial, podemos tirar as seguintes conclusões:

- a) a variação do tipo de forno de cristalização do dissilicato de lítio, Programat P300 ou FVPlus, não alterou os valores de resistência de união da cerâmica ao cimento resinoso;
- b) o envelhecimento em saliva artificial a 37°C por 30 dias não promoveu diferença nos resultados de resistência de união, quando comparados aos resultados do teste antes do envelhecimento;
- c) a variação do tipo de forno de cristalização do dissilicato de lítio, Programat P300 ou FVPlus, não alterou os valores de resistência flexural do mesmo.

REFERÊNCIAS*

1. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro”bond strength test methods. *Dental materials* 2010; 26:e50-e62.
2. Borom MP, Turkalo AM, Doremus RH. Strength and microstructure in lithium disilicate glass-ceramics. *J Am Ceram Soc.* 1975;58:385–91.
3. Braum SE. **Efeito do grau de cristalização nas propriedades mecânicas de vitrocerâmicas de dissilicato de lítio.** [dissertação] Curitiba: Faculdade de ciências exatas/UFPA: 2008.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet. Dent.* 2007;98(5):389-403.
5. DellaBona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic Restorations. *JADA.* 2008;139:85-90.
6. DellaBona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:693–9.
7. DellaBona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J AdhesDent.* 2000;2:305–13.
8. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report. *JADA.* 2010;141:105-110.
9. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Invest.* 2013;17:275–284.
10. Gracis S, Thompson VP, Ferencs JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative material. *Int J Prosthodont.* 2015;28:227-235.
11. Holand W, Schweiger M, Rheinberger VM, Kappert H. Bioceramics and their application for dental restoration. *Advances in Applied Ceramics.* 2006;108(6):373-380.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

12. Hooshmand T, Rostami G, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Keshvad A, Noort RV. Interfacial fracture toughness of resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Journal of dentistry** 2012;40(2):139-145.
13. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Noort RV. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by cerec inlab and hot-pressed techniques. **Journal of Prosthodontics**. 2011;20: 535–540.
14. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. **J Oral Rehabil**. 2001;28(4):361–9.
15. Kreidler MAM. **Caracterização da influência do tipo de sinterização na composição química, resistência à flexão e dureza de blocos cerâmicos para CAD/CAM**. [tese] Araraquara: Faculdade de Odontologia/UNESP; 2008.
16. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TMG. Microstructural evolution and physical behavior of lithium disilicate glass-ceramic. **Dental materials** 2015; 31:928-40.
17. Lise DP , Perdigão J, Ende A, Zidan O, Lopes GC. Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. **Operative Dentistry**. 2015, 40(3), 000-000.
18. McLaren EA , Figueira J. Updating classifications of ceramic dental materials: A guide to material selection. **Inside dentistry**. 2015 Mar:48-53.
19. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosthet Dent**. 2001;85(1):61-66.
20. Moharamzadeh K, Hooshmand T, Keshvad A, Noort RV. Fracture toughness of a ceramic-resin interface. **Dental materials** 2008;24(2):172-177.
21. Neis CA, Albuquerque NLG, Albuquerque IV, Gomes EA, Filho CBS, Feitosa VP, Spazzin AO, Bacchi A. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite- and lithium disilicate - reinforced glass ceramics using composite resin. **Brazilian Dental Journal**. 2015;26(2):152-155.
22. Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Relative fracture toughness of different dental ceramics. **J Appl Oral Sci**. 2003;11(1):69-75.
23. Piddock V, Qualtrough JE. Dental ceramics- an update. **J. Dent**. 1990;18:227-235.

24. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. **J Prosthet Dent** 2014; 112:22-30.
25. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. **Clin. Oral Impl.** 2007;18 Suppl. 3:73–85.
26. Phrukkanon S, Burrow MF, Tvas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. **Dental materials** 1998;14:120-128.
27. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. **The journal of adhesive dentistry**. 2015;10:251-258.
28. Raposo LHA, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. **Dental materials** 2012;28:e50-e62.
29. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. **Clin Oral Invest** 2013;17:1765-1772.
30. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. **J Dent Res.** 2011;90:937-952.
31. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. **Journal compilation**. 2010;22(5):332-341.
32. Saavedra GSFA. **Efeito da neutralização do ácido fluorídrico, limpeza sônica dos precipitados e da cimentação sobre a resistência à flexão de uma cerâmica vítreia.** [Tese] São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/Universidade Estadual Paulista, 2008.
33. Santos FA, Davim E, Fernandes MHFV, Santos C, Pinatti DG, Lazar DRR. Estudo cinético da cristalização da biocerâmica de dissilicato de lítio obtida através da sílica da casca de arroz. 55º **Congresso Brasileiro de Cerâmica**. Porto de Galinhas: 2011.
34. Santos MJMC, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr. GC. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. **Compendium**. 2015;36(1):31-37.

35. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, et al. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. **Pract Periodontics Aesthet.** Dent 1999;11(1):95–106.
36. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, MBurrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. **Dental materials.** 2014;30:147-162.
37. Vargas MA, Bergeron C, Arnold AD. Cementing all-ceramic restorations. **JADA.** 2011; 142(4 suppl):205-209.
38. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. **Dental materials.** 2009;25:e63–e71.
39. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. **Int JProsthodont.** 2002;15:267–72.
40. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. **J Prosthet Dent.** 1993 Sep;70(3):224-33.
41. Zogheib IV, Bona AD, Kimpara ET, Mccabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. **Brazilian Dental Journal.** 2011; 22(1): 45-50.