LAYSA YOSHIOKA

Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom, luz halógena e diodo emissor de luz nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro

São Paulo

2016

LAYSA YOSHIOKA

Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom, luz halógena e diodo emissor de luz nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Odontopediatria

Orientadora: Profa. Dra. Daniela Prócida Raggio

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Yoshioka, Laysa.

Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom luz halógena e diodo emissor de luz nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro / Laysa Yoshioka ; orientador Daniela Prócida Raggio. -- São Paulo, 2016.

66 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Odontopediatria. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Cimentos de ionômeros de vidro. 2. Propriedades mecânicas. 3. Aceleração da reação de presa. 4. Dente decíduo. 5. Resistência dos materiais. I. Raggio, Daniela Prócida. II. Título.

Yoshioka L. Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom, luz halógena e diodo emissor de luz nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: / /2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

À Deus, que ilumina e abençoa minha jornada.

*Quando penso que cheguei no meu limite,
descubro que tenho forças para ir além.*

Ayrton Senna

E quem impulsiona minha força para ir além, é meu querido **Mateus**, luz que Deus colocou no meu caminho. Filho amado, obrigada por proporcionar tanta felicidade, por me fazer enxergar o que realmente é importante nessa vida, obrigada pela compreensão nos momentos de minha ausência e obrigada por ser as cores alegres do meu dia, os sorrisos singelos, e o amor maior da minha vida.

Meus pais **Lauro** e **Marilza**, sem a dedicação e ensinamento de vocês, nada seria possível. Cada passo meu, cada conquista devo a todo sacrifício que fizeram e fazem por mim, sem medirem esforços. Obrigada por todo apoio e suporte em minhas escolhas! Espero nessa vida conseguir retribuir toda dedicação e amor que tiveram e tem comigo. Amo vocês.

Meu irmão tão querido **Leandro**, o orgulho que sinto por você não cabe dentro de mim de tão grande que é. Obrigada por estar ao meu lado nessa jornada. Tenho grande e eterna admiração por você. Te amo.

Minha avó querida, **Ba** obrigada pela companhia e todo apoio, tenho muito carinho por você.

Tio **Toshio** (*in memoriam*) quem também acreditou que eu conseguiria, me ensinou com toda paciência e dedicação. Me apoiou na escolha da área científica. Será sempre meu grande exemplo e admirado por toda sua sabedoria e inteligência. Sinto muita saudade.

Aqueles que passam por nós não vão sós, não nos deixam sós. Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.
Antoine de Saint-Exupéry

Dani Raggio, sempre agradeço a Deus por você ter aceitado orientar meu trabalho durante o mestrado e por realizar um dos meus grandes sonhos. Te admiro bastante tenho um grande carinho e gratidão por todo tempo que se dedica a mim, muito obrigada!

Aos Professores do Departamento de Odontopediatria, vocês são meus grandes exemplos, admiro cada um de vocês. Obrigada por toda dedicação, pelos ensinamentos, por todo apoio durante essa fase e pelas oportunidades.

Mari Minatel, Fausto, Marcia, Salete, Marcelo, Imparato, Ana Estela e Ana Lidia

Queridos amigos de pós-graduação, agradeço pela parceria e amizade durante esses 2 anos. Obrigada por toda ajuda, apoio em momentos difíceis, pelo trabalho em equipe e pelo carinho de cada um! De uma forma única e bem especial, criamos laços de amizade.

Dani Hesse, Ana Flávia, Tamara, Ju Kimura, Gustavo, Isa, Rafa, Ju Matos, Karlinha, Levy, Thais Gimenez, Caleb, Evelyn, Gabi, Jenny, Renatinha, Ale, Edu, Juan, Deise, Aline Galvão, Lela, Isabel, Thais Cordeschi, Carol, Fe Rosche, Muri, Taci, Lu Pion, Nathi, Bruna, Javier, Mari, Ivonne, Laurinha, Aline Inocência

Ana Flavia, Tamara e Dani Hesse, muito obrigada por me receberem de braços abertos e com tanto carinho. Nunca vou me esquecer de vocês três e tudo que já fizeram por mim, agradeço de coração.

Mari Minatel e Tamara, obrigada por todas as considerações que fizeram no meu exame de qualificação, foram essenciais para a conclusão do meu trabalho de mestrado. Tenho um carinho muito grande por vocês.

Alunas de Iniciação Científica, agradeço pela oportunidade para auxiliar no trabalho de vocês, e por me ajudarem em todas as vezes que precisei. Desejo muito sucesso para todas!

Letícia, Juliana, Brhuna, Julia, Fernanda, Bruna

Aos Professores de Bioética, obrigada pela oportunidade de realizar alguns projetos com vocês. Durante esses anos aprendi muito com nossas discussões. E acima de tudo, obrigada pela amizade.

Mazzilli, Dalton, Mônica e Nelson

Aos técnicos que tanto me ajudaram a realizar esse trabalho. Obrigada por toda disposição e paciência ao me ensinarem como utilizar os equipamento necessários para os testes, por esclarecerem minhas dúvidas e por todas dicas importantíssimas.

Laboratório de Odontopediatria (FOUSP): **Antonio e Fátima**

Laboratório de Materiais (FOUSP): **Antonio e Douglas**

Laboratório de Dentística (FOUSP): **Soninha e Aldo**

Laboratório da Mecânica (POLI-USP): **Chico, Fabio e Leandro**

Laboratório de Materiais (POLI-USP): **Rubens**

Laboratório de Caracterização Tecnológica – LCT (POLI-USP): **Renato e Daniel**

Laboratório de Geocronologia de Alta Resolução (GeoUSP): **Isaac e Jordana**

Ao Dr. **Franco** (Poli-USP), agradeço pela disponibilidade e muita paciência para me ensinar sobre rugosidade superficial, pelo interesse com meu trabalho e suas diversas dicas, todas foram fundamentais.

Aos secretários do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria: **Anne, Júlio, Marize, Edina e Vivi** muito obrigada por tudo que fizeram por mim e por todo carinho.

Às bibliotecárias da SDO (FOUSP) **Glauci e Vânia** por toda atenção, ajuda com a correção da formatação do texto e preparo da ficha catalográfica.

Pessoas queridas

Nem tenho palavras para agradecê-los pelos diversos momentos de alegria, de apoio, de orações e pensamentos positivos, de risadas, de cumplicidade, de amizade sincera... obrigada!! Vocês são especiais para mim, tenho grande carinho por cada um de vocês que estão e estiveram presentes na minha vida.

Ellen Binotto, Priscilão Uehara, Lu Lacerda, Marcus Maioral, PC Hoffberg, Dani Castro, Marcelo Honda, Marcelo Iwamoto, Del da Silva, Ágatha Sandy e Warlly Ferreira.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (**Fapesp**) pelo apoio e bolsa concedida, processo número 2014/06068-9.

Agradeço com muito carinho a todos que contribuíram de forma direta ou indireta para a realização desse trabalho.

*Aprender é a única coisa que a mente
nunca se cansa, nunca tem medo
e nunca se arrepende.
Leonardo da Vinci*

RESUMO

Yoshioka L. Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom, luz halógena e diodo emissor de luz nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Original.

Este estudo avaliou a influência da aceleração de presa de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (CIVAV) por meio de ultrassom, luz halógena e diodo emissor de luz (LED). Para as análises, os espécimes foram divididos em nove grupos de acordo com o material – CIVAV versão pó-líquido (Fuji Gold Label IX GP- GC Corp.), CIVAV versão encapsulado (Equia Fill - GC Corp.) e a aceleração de presa inicial – controle negativo; aplicação de ultrassom por 20s, irradiados com luz halógena por 60s, irradiados com LED por 60s, além de um grupo controle positivo de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) versão pó-líquido (Fuji II LC – GC Corp.). Para o teste de resistência flexural (RF) foram preparados 90 espécimes (25x2x2mm) (n=10), após armazenamento em água destilada por 24h a 37°C, os espécimes foram submetidos ao teste de RF de três pontos (1mm/min). Para a análise de rugosidade superficial (RS), 45 espécimes (n=5) previamente preparados para o teste de RF, foram selecionados aleatoriamente em cada grupo. A medida da RS (parâmetros Sa e Ra) do corpo de prova foi dada pela média de 5 leituras realizadas na superfície. Para o teste de resistência de união (RU), 90 molares decíduos (n=10) foram selecionados e cânulas de polietileno foram posicionadas sobre as superfícies planas de dentina pré-tratadas, preenchidas por um dos CIV e aplicado um dos aceleradores de presa de acordo com o grupo experimental. Após armazenamento em água destilada por 24h a 37°C, os espécimes foram submetidos ao teste de microcisalhamento (1,0 mm/min). O padrão de fratura foi analisado em microscópio estereoscópico (400 X). Para avaliar a interação dentina-CIV, foram selecionados 27 caninos decíduos (n=3), foi preparada uma cavidade (4x2x2mm) na superfície vestibular, então a cavidade foi restaurada com um dos CIV propostos pelo estudo para então ser aplicado um dos aceleradores de presa de acordo com o grupo experimental. Após armazenados por 48h a 37°C e 100% de umidade relativa, os dentes foram seccionados, resultando

em fatias com 1mm de espessura. A fatia obtida foi observada em MEV para avaliar qualitativamente possíveis diferenças estruturais. Os valores dos testes de RF, RS e RU foram submetidos a Análise de Variância e teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Como resultados na RF, a reação de presa com ultrassom resultou em maiores valores e semelhantes aos grupos controle negativo, independente da forma de apresentação do CIVAV. Para RS (Ra) o grupo Fuji IX mostrou maiores valores quando houve aplicação de ultrassom. Os demais grupos apresentaram resultados semelhantes. Para o parâmetro Sa houve diferença estatística em relação a apresentação do material e Equia Fill apresentou maiores valores de Sa. Para o teste de RU Fuji IX apresentou melhor desempenho nos grupos que receberam ativação por ultrassom e LED. Equia Fill não foi influenciado por nenhum tipo de fonte externa na RU. Com relação ao padrão de fratura, as fraturas adesivas/mistas apresentaram maior frequência independente do grupo experimental. As imagens de MEV mostram a região de interação do material com a dentina. Concluímos que o uso do ultrassom influenciou positivamente na RF, porém gerou maiores valores de RS (Ra) no grupo Fuji IX. Equia Fill tem maiores valores de RS (Sa). LED e ultrassom influenciaram positivamente o grupo Fuji IX na RU.

Palavras-chave: Cimento de ionômero de vidro. Propriedades mecânicas.
Aceleração da reação de presa. Dente decíduo. Resistência de materiais.

ABSTRACT

Yoshioka L. Influence of acceleration setting reaction by ultrasound, halogen light and light emitted diode on properties and bond strength of glass ionomer cement [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016.

This study evaluated the influence of acceleration setting reaction by ultrasound, halogen light and light emitting diode (LED). For the analysis, the specimens were divided into nine groups according to the material - HVGIC powder-liquid version (Fuji Gold Label IX GP- GC Corp.), HVGIC encapsulated version (Equia Fill - GC Corp.) and the acceleration setting reaction original - negative control; ultrasound application for 20 seconds, irradiated with halogen light for 60 seconds, irradiated with LED for 60 seconds, and a positive control group of resin modified glass ionomer cement (RMGIC) powder-liquid version (Fuji II LC - GC Corp.) . For flexural strength test (FS) there were prepared 90 specimens (25x2x2mm) (n=10). After storage in water for 24 hours at 37°C, specimens were subjected to the FS test three points (1min/min). For the surface roughness analysis (SR), 45 specimens (n=5) previously prepared to the FS test were randomly selected from each group, and the average of 5 readings was analysed in Sa and Ra parameters. For the bond strength test (BS) 90 primary molars (n = 10) were selected and polyethylene cannulae were positioned on the flat pretreated dentin surface filled by one of the GICs and apply one of the setting reaction accelerators according to the experimental group. After storage in distilled water for 24 hours at 37°C, specimens were subjected to microshear test (1.0 mm/min). The fracture pattern was analyzed in stereomicroscope (400X). To evaluate the interaction dentin-GIC were selected 27 deciduous canines (n= 3), a cavity (4x2x2mm) was prepared in the buccal surface and then restored with the GIC accordingly to groups. After stored for 48 hours at 37°C and 100% relative humidity, the teeth were sectioned, resulting in slices with 1mm thickness. The slice obtained was observed by scanning electron microscope (SEM) to assess qualitatively possible structural differences. The values of FS testing, SR and BS were submitted to ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 5\%$). As a result the FS, the ultrasound with setting reaction resulted in higher values and similar to

the negative control group, regardless of the format of the HVGIC. SR for Ra parameter Fuji IX group showed higher values when there was application of ultrasound. The other groups showed similar results. For Sa parameter was no statistical difference regarding the presentation of material and Equia Fill showed higher Sa. For the BS Fuji IX test performed better in the groups receiving activation with Ultrasound and LED. Equia Fill was not influenced by any outside source. Regarding the fracture pattern, the adhesive / mixed fractures prevailed, regardless of experimental group. The SEM images showed the interaction region of the material to dentin. We conclude that the use of ultrasound positively influences the RF, but generated higher SR values (Ra) in Fuji IX group. Equia Fill SR has higher values f(Sa). LED ultrasound and positively influenced the Fuji IX group in the BS.

Keywords: Glass ionomer cement. Mechanical properties. Accelerate setting reaction. Deciduous tooth. Materials resistance

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 CARACTERÍSTICAS DOS CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO	17
2.2 MODIFICAÇÕES DO CIMENTO DE IONOMERO DE VIDRO CONVENCIONAL	18
2.3 FORMAS DE MANIPULAÇÃO DO CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO	19
2.4 ACELERAÇÃO DA REAÇÃO DE PRESA DO CIV	20
3 PROPOSIÇÃO	22
4 MATERIAIS E MÉTODOS	23
4.1 ASPECTOS ÉTICOS	23
4.2 DESCRIÇÃO GERAL E SELEÇÃO DA AMOSTRA	23
4.2.1 Grupos experimentais	25
4.2.1.1 Grupos controle negativo	25
4.2.1.2 Grupo controle positivo	26
4.2.1.3 Grupo aceleração com ultrassom	26
4.2.1.4 Grupo aceleração com luz halógena	26
4.2.1.5 Grupo aceleração com LED	27
4.3 RESISTÊNCIA À FLEXÃO	27
4.3.1 Confecção dos corpos de prova	27
4.3.2 Teste de Resistência à flexão	29
4.4 RUGOSIDADE SUPERFICIAL	29
4.4.1 Seleção dos corpos de prova	29
4.4.2 Leitura da Rugosidade Superficial	29
4.5 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA	32
4.5.1 Seleção de dentes para o estudo	32
4.5.2 Preparo dos dentes	33
4.5.3 Procedimentos restauradores	34
4.5.4 Teste de Microcisalhamento	38
4.6 ANÁLISE NA INTERAÇÃO DENTINA-CIV POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	39
4.6.1 Seleção e preparo dos dentes	39
4.6.2 Procedimentos restauradores	40
4.6.3 Análise na Interação dentina-CIV	41
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	42
5 RESULTADOS	43
5.1 RESISTÊNCIA À FLEXÃO	43
5.2 RUGOSIDADE SUPERFICIAL	44
5.2.1 Parâmetro Ra	44
5.2.2 Parâmetro Sa	45
5.2.3 Parâmetro Vv	46
5.2.4 Parâmetro Vm	47

5.3 IMAGENS DA SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS AVALIADOS	48
5.4 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA.....	50
5.4 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURAS	51
5.5 ANÁLISE DA INTERAÇÃO CIV-DENTINA	52
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÕES	61
REFERÊNCIAS	62
ANEXO A	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.

1 INTRODUÇÃO

No atual cenário da Odontologia de Mínima Intervenção (MI) e esforço consciente para a prática da máxima conservação dos tecidos dentários, os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (CIVAV) têm sido indicados como material de escolha para o Tratamento Restaurador Atraumático (ART) (Hse et al., 1999; da Silva; Zuanon, 2006; Frencken, 2010; Bhalla et al., 2012) mostrando longevidade satisfatória em restaurações oclusais (Frencken et al., 2004; Faccin et al., 2009; Frencken, 2010; Mickenautsch et al., 2010; Fábian Molina et al., 2013) e, até mesmo ocluso-proximais, quando comparados a outros materiais (Raggio et al., 2013).

O ART foi preconizado por Frencken na década de 1980, e é um tratamento que não requer equipamentos que necessitam o uso de energia elétrica, utiliza somente instrumentos manuais para remoção parcial do tecido cariado, não utiliza anestesia local, sendo considerado uma abordagem “amiga do paciente”. No entanto, devido aos seus benefícios, o ART não se limita apenas para populações restritas, ou países subdesenvolvidos, é uma técnica que pode ser utilizada em várias situações. A técnica simplifica o tratamento restaurador, é bem aceito por crianças, pacientes com necessidades especiais e pacientes idosos. O ART causa menos ansiedade e dor no paciente quando comparado com o tratamento convencional (Frencken et al., 2004; da Silva; Zuanon, 2006; Frencken, 2010).

A opção pelos CIVs está relacionada com algumas vantagens sobre outros materiais restauradores, como habilidade de união química aos substratos dentários (Glasspoole et al., 2002; Yiu et al., 2004a; da Silva; Zuanon, 2006; Pacifici et al., 2014; Daifalla et al., 2015), selamento marginal, capacidade de remineralizar tecidos dentários (Alves Filho et al., 2009; Fábian Molina et al., 2013; Pacifici et al., 2014; Tedesco et al., 2015a) entre outras.

Entretanto, esses materiais são sensíveis à umidade e sofrem sinérese ou embebição antes de sua maturação, especialmente nas primeiras 24 horas (da Silva; Zuanon, 2006; Talal et al., 2009; Menne-Happ; Ilie, 2014; Pacifici et al., 2014; Daifalla et al., 2015). Ademais, sabemos que a reação de presa desses materiais é

lenta e baseia-se essencialmente numa reação química ácido-base (Talal et al., 2009; Menne-Happ; Ilie, 2014).

Um dos fatores para o sucesso do procedimento restaurador está relacionado com a efetividade da adesão do material restaurador com a superfície dentária. Enquanto o esmalte promove uma adesão mais estável, a dentina por sua vez, é influenciada pela sua estrutura e variações morfológicas. A estrutura dos túbulos dentinários varia em densidade e diâmetro de acordo com a região, e essa variabilidade pode influenciar a adesão do material (Tedesco et al. 2015b)

Estudos prévios relatam que há permeação de água nas matrizes dos CIVs e, até mesmo, na interface dentina-CIV após armazenamento (Yiu et al., 2004a; Watson et al., 1991; Fabián Molina et al., 2013). Isto ocorre, pois, após as 24 horas iniciais, o CIV sofre uma reação de presa adicional, e com isso é sugerido que a presença de água proveniente da própria umidade dentinária poderia se difundir formando gotículas de água na interface CIV-dentina (Watson et al., 1991; Yiu et al., 2004a).

Assim, na tentativa de acelerar a reação de presa de CIVs, estudos prévios têm sugerido que o uso de energia externa, como o ultrassom, a luz halógena, e mais recentemente, o LED, poderiam resultar numa reação de presa inicial mais rápida dos CIVs convencionais (Algera et al., 2005; Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2012; Guglielmi et al., 2012; Fabián Molina et al., 2013)

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) foi desenvolvido para reduzir desvantagens como tempo de presa longo e fragilidade do CIV convencional, embora esse material tenha o tempo de reação de presa menor, ele possui maior citotoxicidade o que pode irritar a polpa do dente (Kleverlaan et al., 2004; Xie et al., 2008; Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2010) e talvez ainda mais no dente decíduo, que possui características diferentes quando comparado ao dente permanente, como menos conteúdo mineral, espessura menor de esmalte e densidade tubular maior (Lenzi et al., 2015). É importante tentar acelerar a reação de presa de CIVs na tentativa de reduzir as possíveis desvantagens, sem prejudicar o dente que receberá o material.

O presente estudo pretende contribuir no conhecimento da influência da aceleração de presa inicial dos cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade com a aplicação de ultrassom, luz halógena e LED, nas versões encapsulado e pó-líquido, em relação à resistência flexural, rugosidade superficial, resistência de união

à dentina, e ainda, avaliar a interação dentina-CIV por meio de microscopia eletrônica de varredura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CARACTERÍSTICAS DOS CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO

O CIV é um material que possui vantagens como habilidade de união química aos substratos dentários (Raggio et al., 2010; Glasspoole et al., 2002; Yiu et al., 2004a; Pacifici et al., 2014), adesão direta à estrutura dental (Xie et al., 2008; Talal et al., 2009; O'Brien et al., 2010), selamento marginal, capacidade de remineralizar tecidos dentários (Fabián Molina et al., 2013), capacidade de liberação de flúor assegurando seu efeito anticariogênico (Talal et al., 2009; Shahid et al., 2011; Selimović-Dragaš et al., 2013; Pacifici et al., 2014; Calvo et al., 2016; Pupo et al., 2015), bem como biocompatibilidade e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental (Hse et al., 1999; Xie et al., 2000; Azevedo et al., 2010; Arita et al., 2011; Pacifici et al., 2014) minimizando a microinfiltração na interface dente-esmalte (Xie et al., 2008) e apresenta baixa citotoxicidade (Xie et al., 2000; Azevedo et al., 2010).

Entretanto, os CIVs são materiais friáveis e porosos (Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2011) e bastante sensíveis à umidade, sofrem sinérese ou embebição antes da maturação, especialmente nas primeiras 24 horas, podendo ocorrer dissolução ou trincas no material, comprometendo algumas propriedades como resistência inicial do material, dureza e resistência ao desgaste (Cattani-Lorente et al., 1999; Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2010; O'Brien et al., 2010; Azevedo et al., 2011; Guglielmi et al., 2012; Fabián Molina et al., 2013; Calvo et al., 2016).

A reação de presa desses materiais baseia-se essencialmente em uma reação química ácido-base entre o ácido poliacrílico, o cálcio e o vidro de fluor-alumino-silicato. O ácido poliacrílico ataca quimicamente a superfície do vidro de flúor-amino-silicato e degrada a estrutura das partículas de vidro liberando cátions metálicos durante a fase aquosa. Os cátions são então quelados pelos grupos carboxílicos livres do ácido poliacrílico, portanto, o cimento é formado por meio de uma reação química entre o cálcio, os íons de alumínio liberados pela superfície do

vidro e grupos carboxílicos presentes no ácido poliacrílico na fase aquosa, que forma a rede entre as cadeias poliméricas (Yiu et al., 2004a; Xie et al., 2008; Kim et al., 2013). Essa é uma reação lenta e continua mesmo após o primeiro dia (O'Brien et al., 2010; Fabián Molina et al., 2013).

2.2 MODIFICAÇÕES DO CIMENTO DE IONOMERO DE VIDRO CONVENCIONAL

Na tentativa de melhorar algumas propriedades mecânicas dos CIV convencionais foram realizadas mudanças em sua composição e como resultado, foram desenvolvidos os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (CIVAV) e o modificado por resina (CIVMR).

O CIVAV possui proporção pó-líquido superior ao CIV convencional. Devido ao aumento dessa proporção, o CIVAV é um material com maior viscosidade e portanto, houve redução no tempo de reação de presa e possui maior resistência ao desgaste quando comparado ao CIV convencional (Alves Filho et al., 2009; Raggio et al., 2010).

O CIVMR recebeu em sua composição grupos polimerizáveis como 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) e catalizadores. Essa alteração na composição do CIV permitiu um tempo de trabalho mais longo e menor embebição do material do que ocorre no CIV convencional. Estudos mostram que o acréscimo de componentes resinosos no CIV aumentou a resistência flexural, porém a resistência de união diminuiu quando comparado com o CIV convencional (Yiu et al., 2004b; Talal et al., 2009; O'Brien et al., 2010; Arita et al., 2011; Bhalla et al., 2012; Guglielmi et al., 2012; Pacifici et al., 2014), além disso há relatos de problemas toxicológicos devido a liberação de monômeros pelo CIVMR, o que pode irritar a polpa dentária restringindo o uso desse material em alguns casos (Kleverlaan et al., 2004; Xie et al., 2008; Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2010).

2.3 FORMAS DE MANIPULAÇÃO DO CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

Atualmente o CIV está disponível principalmente sob duas formas de manipulação, manual (pó-líquido) e mecânica (encapsulado). A correta dosagem e manipulação do material são importantes para atingir as melhores propriedades mecânicas disponíveis do CIV (Alves Filho et al., 2009; Azevedo et al., 2010; Raggio et al., 2010). Quando a mistura é muito fluida é esperado que as propriedades mecânicas e a resistência ao desgaste sejam afetadas negativamente, se a mistura é muito espessa ou seca, não haverá adesão satisfatória à estrutura dentária, portanto, haverá redução na resistência de união (Raggio et al., 2010). O material deve ser inserido na cavidade enquanto houver brilho em sua superfície após a manipulação, esse é um fator importante, pois o brilho superficial indica que há presença de líquido disponível contendo radicais carboxílicos que farão a ligação com íons cálcio, dentina e cimento, promovendo então adesão do material ao dente (Azevedo et al., 2010).

O CIV pó-líquido é dispensado no bloco de papel utilizando uma colher dosadora para o pó e um frasco gotejador para o líquido para que então seja feita a incorporação do pó com o líquido manualmente com uma espátula plástica. Esse sistema de dosagem pode variar consideravelmente do que o recomendado pelo fabricante tanto na densidade do pó como no volume do líquido que depende do ângulo que o frasco foi posicionado e da pressão aplicada no frasco para gotejar o líquido (Dowling; Fleming, 2008).

O CIV encapsulado apresenta melhor proporção pó-líquido e a incorporação das partículas do material é mais homogênea durante a manipulação mecânica, permitindo que haja melhor padronização pelo fabricante e consequentemente, diminuindo a influência do operador (Alves Filho et al., 2009; Nomoto et al., 2004; Prentice et al., 2005; Dowling; Fleming, 2008; Fabián Molina et al., 2013). O tempo de mistura influencia na reação de presa do material, de acordo com Prentice et al., (2005) o tempo da reação de presa diminui conforme aumenta o tempo de mistura mecânica.

Outra característica importante é a ponta do aplicador presente no CIV encapsulado que é similar a ponta de uma seringa facilitando a aplicação do material na cavidade, segundo Raggio et al., (2010) a utilização de uma seringa para inserir o

material pode reduzir a incorporação de espaços vazios entre o material e a cavidade do dente, diminuindo a chance de falhas na restauração, principalmente em restaurações ocluso-proximais.

Nomoto et al. (2004) relata em seus estudos que os CIV versão pó-líquido com manipulação manual possui melhor resistência a compressão quando comparados com CIV versão encapsulado com manipulação mecânica, além de observar que a porosidade presente no material é maior na versão encapsulada, sugerindo que a manipulação mecânica tende a incorporar maior número de bolhas do que são incorporadas na manipulação manual.

2.4 ACELERAÇÃO DA REAÇÃO DE PRESA DO CIV

Até o presente momento, estudos realizados mostram aumento na dureza de superfície do material, além da diminuição de absorção de água pela aceleração da reação ácido-base presente na fase de polimerização (Azevedo et al., 2011; Talal et al., 2009; Moshaverinia et al., 2011).

A utilização de ultrassom para aceleração da reação de presa na fase inicial de polimerização fragmenta aglomerados de partículas de vidro oferecendo melhor área superficial para que ocorra a reação ácido-base (Kleverlaan et al., 2004; Azevedo et al., 2011). O uso de ultrassom também tem sido associado com a melhoria da captação de flúor pelo CIV (Shahid et al., 2011) acredita-se que a alta frequência de vibração do material pode diminuir em volume e número os espaços vazios geralmente presentes no CIV, aumentando a longevidade da restauração (Kleverlaan et al., 2004; Talal et al., 2009; Azevedo et al., 2011), melhorando a dureza do material durante as primeiras 24 h após a aceleração (Kleverlaan et al., 2004) e permite um melhor escoamento e adaptação do CIV na cavidade (Talal et al., 2009).

A luz halógena e o LED são utilizados na tentativa de aceleração de presa inicial devido ao aquecimento produzido por esses dispositivos (O'Brien et al., 2010; Bhalla et al., 2012; Menne-Happ; Ilie, 2014).

Os fotopolimerizadores que fazem uso da luz halógena, possuem desvantagem em relação a sua vida útil decorrente da temperatura alta, o que causa

danos principalmente ao bulbo halógeno podendo comprometer o grau e profundidade de polimerização (Menne-Happ; Ilie, 2014; Bhalla et al., 2012). Os aparelhos fotopolimerizadores que utilizam o LED são classificados em 3 gerações baseadas no desenvolvimento e sucessivas melhoras de performance. Atualmente, a terceira geração de LED (comprimento de onda acima de $1.100\text{mW}/\text{cm}^2$) possui um espectro de luz mais amplo, com alta densidade de energia que induz potencialmente um aquecimento mais alto de emissão e presa mais profunda. O LED de terceira geração tem performance semelhante ou até superior quando comparado com a luz halógena (Menne-Happ; Ilie, 2014). Com relação a vida útil, os bulbos halógenos possuem uma limitação de vida útil efetiva de aproximadamente 100 horas enquanto que os LEDs tem sua vida útil de aproximadamente 10.000 horas, sofrem pouca degradação e possuem baixo consumo de energia elétrica (Bhalla et al., 2012).

3 PROPOSIÇÃO

O estudo se propôs a avaliar a influência da aceleração de presa de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade nas versões encapsulado e pó-líquido, com uso de ultrassom, luz-halógena e LED por meio de testes de resistência à flexão, rugosidade superficial, resistência de união à dentina por microcisalhamento, e ainda, a interação dentina-CIV por meio de microscopia eletrônica de varredura.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 ASPECTOS ÉTICOS

O protocolo de pesquisa do presente estudo recebeu parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOU SP (Protocolo N° 626.295 – Anexo A).

Os dentes selecionados para o estudo foram doados pelo Banco de Dentes Humanos da FOU SP. Foram utilizados 90 primeiros molares humanos decíduos e 27 caninos humanos decíduos. Os dentes foram limpos com pedra pomes e água, imersos em solução bacteriostática/bactericida de cloramina T 0,5% a 4°C por uma semana e mantidos sob refrigeração (4°C) em água destilada até o momento de sua utilização (Perdigão, 2010).

4.2 DESCRIÇÃO GERAL E SELEÇÃO DA AMOSTRA

A aceleração de presa inicial através de ultrassom, luz halógena e LED dos cimentos de ionômero de vidro nas versões pó-líquido e encapsulado, esteve presente nos quatro experimentos deste estudo: resistência à flexão, rugosidade superficial, resistência de união à dentina e avaliação da interação dentina-CIV.

Para todas as análises foram considerados nove grupos experimentais, de acordo com o CIV utilizado e a aceleração de presa (Quadro 4.1).

Material	Acelerador de presa inicial
Fuji IX (pó-líquido)	Controle negativo
	Aplicação de ultrassom
	Irradiados com luz halógena
	Irradiados com LED
Equia Fill (encapsulado)	Controle negativo
	Aplicação de ultrassom
	Irradiados com luz halógena
	Irradiados com LED
Fuji II LC (pó-líquido)	Controle positivo

Quadro 4.1 – Divisão dos grupos de acordo com o CIV e o tipo de aceleração de presa

Os cimentos de ionômero de vidro utilizados, bem como seu fabricante, características, composições e técnicas de uso, são descritos nos quadros 4.2 e 4.3 respectivamente.

Material	Fabricante	Características	Composição	Lote Validade	Cor
Fuji IX GP	GC Corporation, Tokyo, Japan	Cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade pó-líquido	Pó: sílica, vidro de fluor- alumino-silicato Líquido: ácido poliacrílico, água	1211131 11/2015	A2
Equia Fill	GC Corporation, Tokyo, Japan	Cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade encapsulado	Compartimento 1: Ácido poliacrílico, ácido tartárico Compartimento 2: ácido poliacrílico, vidro de flúor alumino-silicato	1308131 08/2015	A2
Fuji II LC	GC Corporation, Tokyo, Japan	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina pó-líquido	dióxido de sílcio, vidro de flúor-alumino-silicato, HEMA, UDMA Água destilada, ácido poliacrílico	1306041 06/2015	A3,5

Quadro 4.2 - Materiais restauradores e seus respectivos fabricantes, características, composição lote, validade e cor

Material	Fabricante	Técnica de uso
Fuji IX GP	GC Corporation, Tokyo, Japan	Proporção pó/líquido 1:1 Dispor o pó e líquido sobre o bloco para espatulação. Com ajuda de uma espátula de plástico dividir o pó em duas partes iguais. Misture a primeira parte com todo o líquido durante 10s. Incorpore a parte restante do pó e misture durante 15-20s.
Equia Fill	GC Corporation, Tokyo, Japan	Agitar a cápsula para afogar o pó, em seguida, pressionar o êmbolo na parte inferior até nivelar com o corpo da cápsula. Ativar a cápsula uma vez com o aplicador, em seguida, posicionar a cápsula no amalgamador, triturar por 10s, retirar e posicioná-la no aplicador. Apertar o gatilho do aplicador até o cimento de ionômero de vidro atingir o bocal e aplicar na cavidade previamente preparada.
Fuji II LC	GC Corporation, Tokyo, Japan	Proporção pó/líquido 1:2 Dispor o pó e líquido sobre o bloco para espatulação. Com ajuda de uma espátula de plástico dividir o pó em duas partes iguais. Misture a primeira parte com todo o líquido durante 10s. Incorpore a parte restante do pó e misture durante 15-20s. Fotopolimerizar por 20s utilizar aparelho com comprimento de onda de 470nm.

Quadro 4.3 - Materiais restauradores e técnicas de uso recomendadas por seus respectivos fabricantes

A ordem de confecção dos corpos de prova em relação aos materiais foi aleatorizada e todos os espécimes foram preparados em ambiente com temperatura constante de 25°C, sempre pelo mesmo operador treinado.

Para todos os testes realizados, o material encapsulado foi manipulado mecanicamente sempre em triturador por 10s (Ultramat 2; SDI Limited, Bayswater, Austrália).

Os processos de aceleração de presa inicial foram realizados da mesma forma para todos os testes.

4.2.1 Grupos experimentais

4.2.1.1 Grupos controle negativo

Os dois grupos controle negativo de CIVAV (Fuji IX e Equia Fill) seguiram as recomendações de manipulação estabelecidas pelos fabricantes, sem qualquer

interferência de outro fator externo (Quadro 4.3).

4.2.1.2 Grupo controle positivo

O grupo controle positivo de CIVMR (Fuji II LC) seguiu as recomendações de manipulação estabelecidas pelo fabricante que incluía aplicação de fotopolimerizador por 20s com intensidade de onda de 470nm (Quadro 4.3).

4.2.1.3 Grupo aceleração com ultrassom

Imediatamente após a manipulação do material de acordo com as instruções propostas pelo fabricante, o CIV foi inserido em uma das matrizes de acordo com o teste, em seguida foi posicionada uma tira de poliéster sobre o material, sob pressão com uma lâmina de vidro por 10s para acomodação e escoamento do material. Em seguida, a lâmina foi retirada e a ponta do ultrassom (Ultra Sonic BP – Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) foi posicionada no centro do espécime sob a tira de poliéster, o ultrassom foi acionado por 20s em 30 kHz, com meia potência, deslizando-o sobre a superfície do material (Azevedo et al., 2012; Guglielmi et al., 2012).

4.2.1.4 Grupo aceleração com luz halógena

Após a manipulação segundo instruções propostas pelo fabricante (Quadro 4.3), o material foi inserido em uma das matrizes de acordo com o teste, a superfície do material recebeu uma tira de poliéster sob pressão com uma lâmina de vidro para comprimir a superfície, em seguida, o espécime foi irradiado com luz halógena (KM50R – DMC, São Carlos, Brasil), a 500mW/cm² por 60s (Guglielmi et al., 2012; Fábian Molina et al., 2013).

4.2.1.5 Grupo aceleração com LED

Após manipulação do material de acordo com instruções do fabricante (Quadro 4.3), o material foi inserido em uma das matrizes propostas, de acordo com o teste e a superfície do material recebeu uma tira de poliéster sob pressão com uma lâmina de vidro para comprimir a superfície, em seguida, o espécime foi irradiado com LED (Radii Plus – SDI, Austrália) a 1200 mW/cm^2 por 60s (Fábian Molina et al., 2013).

4.3 RESISTÊNCIA À FLEXÃO

4.3.1 Confeção dos corpos de prova

Para o teste de resistência à flexão foram confeccionados 90 corpos de prova ($n=10$), sendo 40 corpos de prova de CIVAV versão pó-líquido, 40 corpos de prova de CIVAV versão encapsulado e 10 corpos de prova de CIVMR versão pó-líquido. Os materiais foram manipulados conforme instruções do fabricante (Quadro 4.3) e inseridos em matriz metálica bipartida (Figura 4.1) de dimensões 25x2x2mm (ISO 9917-2) com auxílio de uma espátula nº 1 (SSWhite, Duflex Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) na versão pó-líquido ou com o auxílio do próprio aplicador na versão encapsulado. Após a inserção do material na matriz uma tira de poliéster foi posicionada sobre o material sob pressão com uma lâmina de vidro, em seguida, um dos aceleradores de presa inicial foi aplicado de acordo com o grupo experimental, conforme mencionado na Tabela 1. Para o grupo ultrassom, a ponta ativa do dispositivo foi aplicada apenas sob a tira de poliéster após remoção da lâmina de vidro. Todos os corpos de prova permaneceram dentro da matriz por 15min previamente a sua remoção. Decorrido este período, os mesmos foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 h (Figura 4.2).

Figura 4.1 - Matriz metálica bipartida com dimensão interna de 25x2x2mm composta por 3 partes A e B se encaixam e formam o molde do corpo de prova e a parte C é encaixada em A e B para manter as partes unidas

Figura 4.2 - Esquema ilustrativo do preparo dos corpos de prova para o teste de resistência flexural

4.3.2 Teste de Resistência à flexão

Decorrido o período de armazenamento, os corpos de prova foram secos com papel absorvente e suas dimensões verificadas com paquímetro digital com precisão de 0,01mm. Em seguida, os espécimes foram posicionados em dispositivo para ensaio de resistência à flexão acoplado a máquina de ensaios universais (Kratos, Kratos Equipamentos Industriais, Cotia - Brasil). Os pontos de apoio são formados por dois cilindros com 2 mm de diâmetro, localizados paralelamente à distância de 21 mm entre seus centros. O terceiro ponto, responsável pela aplicação da carga, foi centralizado e paralelo aos demais. O ensaio foi realizado com velocidade de 1 mm/min. Os valores de resistência à flexão (MPa) foram obtidos a partir da fórmula $R = \frac{3Fd}{2bh^2}$, onde F corresponde à carga medida no momento da fratura (N), d a distância entre os dois pontos de apoios (mm), b e h , respectivamente, a largura (mm) e espessura (mm) do corpo de prova (Molina et al., 2013).

4.4 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

4.4.1 Seleção dos corpos de prova

Após o preparo dos 90 corpos de prova para o teste de resistência a flexão, 5 corpos de prova de cada um dos 9 grupos experimentais (n=5) foram selecionados aleatoriamente e submetidos à leitura da rugosidade superficial.

4.4.2 Leitura da Rugosidade Superficial

Em cada corpo de prova apenas uma das superfícies que estiveram em contato com a tira de poliéster foi selecionada aleatoriamente e escaneada em 5

áreas diferentes pelo interferômetro óptico – CCI (Interferômetro optico 3D - Taylor-Hobson Ltd, Leicester, Reino Unido) (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Interferômetro óptico 3D (A). Análise em corpo de prova com o interferômetro Óptico 3D (B)

Após o escaneamento da superfície, é gerada uma imagem da região (Figura 4.4 A), então, por meio do software de análise em 3D TalyMap (Taly Map Gold - Taylor-Hobson Ltd, Leicester, Reino Unido) é realizado o nivelamento dos pontos medidos (Figura 4.4 B) e em seguida, é feito o preenchimento dos pontos não medidos (Figura 4.4 C). Esse software permite visualizar a superfície escaneada em 3 dimensões (Figura 4.4 D).

Figura 4.4 - Imagens representativas da superfície escaneada de um corpo de prova. (A) Imagem da região escaneada pelo interferômetro óptico, (B) Imagem após nivelamento da superfície obtida, (C) Imagem após o preenchimento dos pontos não mensurados, (D) Imagem em 3 dimensões da superfície escaneada após o nivelamento e preenchimento dos pontos não mensurados

Os parâmetros de altura R_a e S_a referem-se a média aritmética dos picos e vales mensurados na região. O parâmetro R_a é baseado em 2 dimensões, a medida é realizada no sentido do comprimento da amostra de acordo com a ISO 4287. A imagem da área escaneada, possui um marcador (Figura 4.5 A) o traço indicado na imagem mostra a região que foi realizada a mensuração, automaticamente é gerado um gráfico (Figura 4.5 B) que representa a região da mensuração.

Figura 4.5 - Mensuração dos parâmetros referentes a ISO 4287 – 2 dimensões. (A) o traço indicado pela seta refere-se a área mensurada (B) gráfico representativo da superfície medida na área do traço

O parâmetro S_a e os parâmetros de volume utilizam a referência tridimensional durante a mensuração de acordo com a ISO 25178, os valores obtidos referem-se a toda área selecionada e escaneada da amostra. Os parâmetros de volume utilizados foram os parâmetros V_m e V_v que referem-se respectivamente ao volume do material e ao volume de vazios presentes na área escaneada da amostra.

A medida da rugosidade superficial para os parâmetros de altura, bem como para os parâmetros de volume do corpo de prova foi dada pela média das 5 leituras realizadas nas áreas do corpo de prova selecionadas aleatoriamente.

4.5 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA

4.5.1 Seleção de dentes para o estudo

Foram selecionados 90 molares decíduos provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, após parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-FOUSP Protocolo 626.295) (Anexo A). Os dentes foram selecionados segundo os critérios de inclusão: ausência de lesão cárie, restauração, trincas ou opacidades. Essas condições foram avaliadas por meio de exame visual. Após a seleção, os dentes foram limpos com pasta de

pedra-pomes e água, e armazenados em solução de cloramina T 0,5% a 4°C por até 30 dias, com trocas semanais de solução de armazenamento (Perdigão, 2010).

4.5.2 Preparo dos dentes

Os dentes selecionados foram divididos aleatoriamente em um dos nove grupos experimentais (Quadro 4.1) e inclusos com resina acrílica quimicamente ativada (JET Clássico®, São Paulo, SP, Brasil) em tubo de PVC com diâmetro de 1 polegada e 1,0cm de altura (Figuras 4.6 e 4.7).

Figura 4.6 - Ilustração de um dente após a inclusão em cano de PVC com resina acrílica quimicamente ativada

Figura 4.7 - Dente (molar decíduo) após inclusão com resina acrílica quimicamente ativada em cano de PVC

A superfície oclusal dos dentes foi abrasionada (Politriz Ecomet 250 – Buehler, Illinois, EUA) com lixa d'água granulação #220 com a finalidade de remoção do esmalte oclusal e obtenção de uma superfície dentinária plana (Figuras 4.8 e 4.9).

Figura 4.8 - Abrasão da superfície oclusal dos dentes na politriz com lixa d'água

Figura 4.9 - Dente (molar decíduo) após abrasão da superfície oclusal

A superfície dentinária obtida foi examinada em microscópio estereoscópio (Leica M80, - Leica Microsystems, Heerbrugg, Suíça) com 40 x de aumento para assegurar a ausência de esmalte remanescente e de exposição dos cornos pulpares. Posteriormente, essa superfície foi abrasionada (Politriz Ecomet 250 – Buehler, Illinois, EUA) durante 60s com lixa d'água de carbeto de silício de granulação #600 para obtenção de uma camada de lama dentinária padronizada.

4.5.3 Procedimentos restauradores

O condicionamento prévio das superfícies dentinárias (Figura 4.10) foi realizado em todos os grupos experimentais com ácido poliacrílico por 10s na superfície dentinária, em seguida, foram utilizadas 3 bolinhas de algodão embebidas

em água para lavar a superfície, posteriormente foram utilizadas 3 bolinhas de algodão secas com a finalidade de retirar o excesso de água e manter a umidade dentinária.

Figura 4.10 - Condicionamento da superfície dentinária

Após o condicionamento das superfícies, cânulas de polietileno com 1,0 mm de altura e 1,0 mm de diâmetro interno (Figura 4.11) foram posicionadas sobre as superfícies de dentina expostas.

Figura 4.11 - Dispositivo para corte das cânulas de polietileno e cânulas de polietileno já cortadas com altura padronizada de 1,0 mm

Em seguida, as cânulas foram preenchidas com um dos CIV avaliados, os quais foram manipulados conforme as orientações dos respectivos fabricantes (Quadro 4.3), e inseridos com o auxílio de um calcador *ward* infantil n°. 1 (Ice-Stainless, São Paulo, SP, Brasil) na versão pó-líquido e com seu próprio aplicador na versão encapsulado (Figura 4.12).

Figura 4.12 - Inserção de cimento de ionômero de vidro versão encapsulado na cânula de polietileno

Após, foi feita proteção superficial com uma camada de vaselina sólida e então, uma tira de poliéster foi acomodada sobre o espécime sob leve pressão com uma lâmina de vidro (Figura 4.13), para então ser aplicado um dos aceleradores de presa inicial avaliados de acordo com o grupo experimental.

Figura 4.13 - Lâmina de vidro em contato com tira de poliéster sobre os corpos de prova

No grupo ultrassom, a ponta ativa do dispositivo foi aplicada sobre a tira de poliéster após remoção da lamínula de vidro. Após o preparo dos corpos de prova, os espécimes permaneceram armazenados em água destilada à temperatura de 37°C por 24 h (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Esquema ilustrativo do preparo de corpos de prova para o teste de Resistência de união à dentina

Decorrido este período, as cânulas foram cuidadosamente removidas com auxílio de uma lâmina de bisturi (Figura 4.15).

Figura 4.15 - Remoção da cânula de polietileno dos espécimes com auxílio da lâmina de bisturi

Todos os espécimes foram analisados sem a cânula de polietileno (Figura 4.16) em microscópio estereoscópio (Leica M80, - Leica Microsystems, Heerbrugg,

Suiça) com aumento de 40 X, sendo que, os que possuíam bolhas, falhas na interface ou outros defeitos foram eliminados do teste e substituídos.

Figura 4.16 - Corpo de prova com espécimes sem a cânula de polietileno

4.5.4 Teste de Microcisalhamento

Decorrido o período de armazenamento por 24h, os espécimes foram fixados imediatamente ao dispositivo, previamente adaptado à máquina de ensaios universais (Kratos, Kratos Equipamentos Industriais, Cotia - Brasil), e um fio de aço de 0,20 mm de diâmetro foi utilizado para fazer uma alça em torno da projeção da célula de carga e do cilindro CIV, mantendo contato com a superfície de dentina e o mais próximo possível da interface adesiva (Figuras 4.17). A força de cisalhamento foi aplicada com a velocidade de 1,0 mm/min (Bonifácio et al., 2012; Calvo et al., 2016; Tedesco et al., 2015b) até que ocorresse a fratura.

Figura 4.17 - Ensaio de resistência de União (A) máquina de ensaios universais (B) espécime fixado em dispositivo adaptado à máquina de ensaios universais

Após a realização do ensaio, os espécimes foram analisados em microscópio estereoscópio (Leica M80, - Leica Microsystems, Heerbrugg, Suíça) com aumento de 400 X a fim de determinar o tipo de fratura. As fraturas foram classificadas como adesiva/ mista (falha na interface CIV-dentina ou mista com parte de fratura coesiva) ou coesiva (falha exclusivamente em dentina ou material) (Bonifácio et al., 2012; Calvo et al., 2016).

4.6 ANÁLISE NA INTERAÇÃO DENTINA-CIV POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

4.6.1 Seleção e preparo dos dentes

Foram selecionados 27 caninos decíduos provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Os dentes foram selecionados e armazenados conforme descrito previamente para o teste de

resistência de união.

Os dentes selecionados foram divididos aleatoriamente nos 9 grupos experimentais (Quadro 4.1). Na região central da superfície vestibular de cada dente foi preparada uma cavidade de dimensões 4x2x2 mm utilizando broca cilíndrica diamantada (referência 1091 – Microdont, Brasil) em alta rotação.

4.6.2 Procedimentos restauradores

Após o preparo das cavidades, o condicionamento prévio das superfícies dentinárias foi realizado em todos os grupos experimentais com ácido poliacrílico por 10s na superfície dentinária, em seguida, foram utilizadas 3 bolinhas de algodão embebidas em água para lavar a superfície, posteriormente foram utilizadas 3 bolinhas de algodão secas com a finalidade de retirar o excesso de água e manter a umidade dentinária. A manipulação dos CIVs foi realizada conforme orientações do fabricante (Quadro 4.3). O material após manipulado foi inserido na cavidade preparada e imediatamente após a inserção, recebeu uma camada de vaselina sólida sob pressão digital. Em seguida, foi aplicado um dos aceleradores de presa de acordo com o grupo experimental. Os espécimes ficaram armazenados à 37°C e 100% de umidade relativa do ar. Após 48h de armazenamento, os dentes foram seccionados longitudinalmente no sentido vestibulo-palatino com disco diamantado em máquina de cortes (Labcut 1010 – Extec Co, Enfield - EUA). Foram obtidas 3 fatias de cada dente. As fatias selecionadas foram analisadas em microscópio estereoscópico (Leica M80 - Leica Microsystems, Heerbrugg, Switzerland) aumento de 40X com a finalidade de observar a superfície e a interface entre a dentina e material e comparar se houve deslocamento do material em alguma das etapas. Para remoção da lama dentinária ou a presença de resíduos após o corte em fatias, os espécimes foram imersos em solução de 0,27 M de EDTA (pH = 7,4) em cuba ultrassônica por 5 minutos, seguido por imersão em solução de 0,34 M de hipoclorito de sódio (pH = 12,3) por 3 minutos (Schilke et al., 2000). Em seguida, os espécimes foram secos em estufa a 37°C durante 48h.

4.6.3 Análise na Interação dentina-CIV

As fatias de cada espécime foram montadas em stubs de alumínio fixadas com fita de carbono dupla-face, em seguida, submetidas à metalização com platina e analisados em microscopia eletrônica de varredura (Quanta 600FEG, FEI Company, Hillsboro, Oregon, EUA) em modo alto vácuo (Yiu et al., 2004a; Raggio et al., 2010). Foram realizados 3 aumentos para cada amostra sendo 250X, 500X e 1200X.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores da Resistência Flexural, Rugosidade Superficial e Resistência de União foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov, para verificação da normalidade da distribuição dos dados e posteriormente, submetidos ao teste de Levene para verificar a homogeneidade das variâncias.

Para avaliação da influência da aplicação de uma fonte de energia externa nas propriedades dos CIVAV, os dados obtidos foram submetidos a Análise de Variância de dois fatores, considerando como fatores principais *apresentação do CIVAV* e *fonte de energia externa*.

Da mesma forma, a fim de comparar o efeito da aplicação de luz nas propriedades de CIVAV comparando com um grupo controle positivo, foram realizadas Análises de Variância de um fator considerando os materiais que receberam luz halógena e o controle positivo.

O teste de Tukey foi utilizado para as comparações múltiplas.

Todas as análises foram realizadas utilizando o programa estatístico Medcalc. O nível de significância adotado para todas as análises foi de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA À FLEXÃO

A tabela 5.1 apresenta as médias e desvios padrão (Mpa) para os grupos experimentais submetidos a resistência à flexão. A Análise de Variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa apenas para o fator *fonte de energia externa* ($p < 0,001$). O fator *apresentação do CIVAV* ($p = 0,429$) e a interação entre os fatores *apresentação do CIVAV* vs. *fonte de energia externa* ($p = 0,304$) não apresentaram diferença estatisticamente significativa. O grupo de aceleração da reação de presa com ultrassom resultou em maiores valores de RF, independente da apresentação do CIVAV. Entretanto, resultados semelhantes aos grupos controle negativo foram observados (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Médias e desvios padrão de resistência à flexão (MPa) para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

<div> <div> FONTE DE ACELERAÇÃO </div> <div> CIVAV </div> </div>	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO	5,34 ($\pm 1,64$) ^{A,B}	5,51 ($\pm 1,88$) ^{A,B}
ULTRASSOM	6,61 ($\pm 2,21$) ^A	7,15 ($\pm 2,71$) ^A
LUZ HALÓGENA	4,73 ($\pm 1,66$) ^B	3,27 ($\pm 0,73$) ^B
LED	4,53 ($\pm 1,30$) ^B	4,01 ($\pm 1,31$) ^B

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre as linhas (fonte de energia externa).

Na análise entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC, a Análise de Variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa para o fator *apresentação do CIVAV* ($p < 0,001$). O Fuji II – LC apresentou os maiores valores de RF, como demonstrado na tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Médias de resistência à flexão (MPa) para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL	CIVAV	FUJI IX – LUZ HALÓGENA	EQUIA FILL – LUZ HALÓGENA	FUJI II - LC
RF (MPa)		5,34 ($\pm 1,64$) ^A	5,51 ($\pm 1,88$) ^A	18,30 ($\pm 5,48$) ^B

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos experimentais.

5.2 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Para a análise da rugosidade superficial (RS) foi considerados parâmetros relevantes para esta avaliação, sendo eles, os parâmetros de altura Ra e Sa e os parâmetros de volume Vv e Vm. Todas as análises foram realizadas independentemente para cada um dos parâmetros.

5.2.1 Parâmetro Ra

A Análise de Variância revelou haver diferença estatística apenas para a interação entre os fatores *natureza do CIV* e *fonte de energia externa* ($p=0,044$). Os fatores principais isoladamente não apresentaram diferença estatisticamente significativa - *apresentação do CIVAV* ($p=0,157$) e *fonte de energia externa* ($p=0,488$), como demonstrado na tabela 5.3. O CIVAV Fuji IX, pó-líquido, apresentou maiores valores de RS em RA quando houve aplicação de Ultrassom. Os demais grupos apresentaram comportamento similar entre eles, independente da aplicação de uma fonte de energia externa ou da apresentação do CIVAV.

Tabela 5.3 – Médias e desvios padrão de Rugosidade Superficial (μm) - parâmetro Ra - para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

FONTE DE ACELERAÇÃO	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO		0,14 ($\pm 0,02$) ^B	0,21 ($\pm 0,03$) ^{A,B}
ULTRASSOM		0,22 ($\pm 0,04$) ^A	0,17 ($\pm 0,05$) ^B
LUZ HALÓGENA		0,13 ($\pm 0,02$) ^B	0,19 ($\pm 0,08$) ^B
LED		0,16 ($\pm 0,06$) ^B	0,17 ($\pm 0,05$) ^B

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos experimentais

Na análise entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC, a Análise de Variância mostrou não haver diferença estatisticamente entre os grupos experimentais ($p=0,394$) tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Médias de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro Ra para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL	FUJI II - LC
CONTROLE		0,14 ($\pm 0,02$) ^A	0,21 ($\pm 0,03$) ^A	0,15 ($\pm 0,07$) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística entre os grupos experimentais

5.2.2 Parâmetro Sa

A tabela 5.5 demonstra os valores obtidos para os grupos experimentais de acordo com o parâmetro Sa. A Análise de Variância revelou haver diferença estatisticamente significativa para o fator principal *apresentação do CIVAV* ($p=0,003$). O fator principal * fonte de energia externa* ($p=0,315$) e interação entre os fatores ($p=0,890$) não apresentaram diferença estatística. Equia Fill apresentou maiores valores de Sa quando comparado ao Fuji IX, independente da fonte de energia externa.

Tabela 5.5 – Médias e desvios padrão de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro Sa para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

FONTE DE ACELERAÇÃO	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO		0,40 ($\pm 0,07$) ^A	0,45 ($\pm 0,08$) ^{A,B}
ULTRASSOM		0,45 ($\pm 0,10$) ^A	0,53 ($\pm 0,07$) ^A
LUZ HALÓGENA		0,36 ($\pm 0,10$) ^B	0,48 ($\pm 0,10$) ^B
LED		0,39 ($\pm 0,07$) ^B	0,49 ($\pm 0,06$) ^B

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre as colunas (CIVAV).

Na análise entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC, a análise estatística mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa no parâmetro Sa entre os grupos avaliados ($p=0,120$) tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Médias de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro Sa para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL	FUJI II - LC
RS (SA)		0,40 ($\pm 0,07$) ^A	0,45 ($\pm 0,08$) ^A	0,51 ($\pm 0,23$) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística entre os grupos experimentais.

5.2.3 Parâmetro Vv

A Análise de Variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa para o fator *apresentação do CIVAV* ($p<0,001$). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa para o fator principal *fonte de energia externa* ($p=0,721$) e para a interação *apresentação do CIVAV* e *fonte de energia externa* ($p=0,989$), como demonstrado na tabela 5.7. No parâmetro Vv. o material Equia Fill apresentou maiores valores de rugosidade superficial.

Tabela 5.7 – Médias e desvios padrão de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro Sa para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

FONTE DE ACELERAÇÃO	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO		0,66 ($\pm 0,10$) ^A	0,85 ($\pm 0,14$) ^B
ULTRASSOM		0,71 ($\pm 0,15$) ^A	0,90 ($\pm 0,12$) ^B
LUZ HALÓGENA		0,63 ($\pm 0,14$) ^A	0,84 ($\pm 0,18$) ^B
LED		0,66 ($\pm 0,15$) ^A	0,88 ($\pm 0,13$) ^B

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre as colunas (CIVAV).

Na análise entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC, a Análise de Variância demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais ($p=0,057$) tabela 5.8.

Tabela 5.8 – Médias de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro Vv para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL	FUJI II - LC
RS (VV)		0,66 ($\pm 0,10$) ^A	0,85 ($\pm 0,14$) ^A	0,90 ($\pm 0,40$) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística entre os grupos experimentais.

5.2.4 Parâmetro Vm

A Análise de Variância revelou não haver diferença estatisticamente significativa para o fatores principais *apresentação do CIVAV* ($p=0,393$) e *fonte de energia externa* ($p=0,361$), bem como para a interação *apresentação do CIVAV* e *fonte de energia externa* ($p=0,424$), como demonstrado na tabela 5.9.

Tabela 5.9 – Médias e desvios padrão de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro V_m , para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

FONTE DE ACELERAÇÃO	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO		0,026 ($\pm 0,007$) ^A	0,036 ($\pm 0,007$) ^A
ULTRASSOM		0,029 ($\pm 0,004$) ^A	0,034 ($\pm 0,003$) ^A
LUZ HALÓGENA		0,025 ($\pm 0,005$) ^A	0,034 ($\pm 0,004$) ^A
LED		0,033 ($\pm 0,016$) ^A	0,034 ($\pm 0,004$) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística entre os grupos experimentais.

A análise estatística realizada para comparação entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC, não identificou diferença estatisticamente significativa ($p=0,302$) (Tabela 5.10).

Tabela 5.10 – Médias de Rugosidade Superficial (μm) parâmetro V_m para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL	FUJI II - LC
RS (VM)		0,26 ($\pm 0,007$) ^A	0,36 ($\pm 0,007$) ^A	0,34 ($\pm 0,010$) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística entre os grupos experimentais.

5.3 IMAGENS DA SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS AVALIADOS

A figura 5.1 representa as imagens das superfícies dos materiais avaliados e respectivos aceleradores de reação de presa escaneadas pelo interferômetro óptico 3D.

Figura 5.1 – Imagens representativas das superfícies dos materiais escaneadas pelo interferômetro óptico 3d e respectivos aceleradores da reação de presa. (A) Fuji IX – controle negativo, (B) Equia Fill – controle negativo, (C) Fuji IX – Luz halógena, (D) Equia – LED, (E) Fuji IX - ultrassom, (F) Fuji II- LC – controle positivo

5.4 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA

A tabela 5.11 descreve as médias e desvios padrão para os grupos experimentais dos CIVAV Fuji IX e Equia Fill submetidos ou não a diferentes fontes de energia externa. A Análise de Variância revelou haver diferença estatística para o fator *apresentação do CIVAV* ($p < 0,001$) e para a interação entre os fatores *apresentação do CIVAV* e *fonte de energia externa* ($p < 0,001$). Entretanto, o fator principal *fonte de energia externa* ($p = 0,058$) não influenciou os valores de RU isoladamente. De forma geral, Fuji IX apresentou maiores valores de RU do que o Equia Fill. Além disso, Fuji IX apresentou melhor desempenho nos grupos que receberam influência de fonte de energia externa, Ultrassom e Led. Entretanto, quando da aplicação de luz halógena, comportamento similar ao grupo controle negativo foi observado. Por sua vez, os valores de RU no material Equia Fill não foi influenciado por nenhum tipo de fonte externa para aceleração da reação de presa.

Tabela 5.11 – Médias e desvios padrão de resistência de união à dentina (MPa) para todos os grupos experimentais de acordo com a fonte de energia externa e a apresentação do CIVAV avaliado

FONTE DE ACELERAÇÃO	CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL
CONTROLE NEGATIVO		5,64 ($\pm 2,15$) ^B	3,29 ($\pm 1,41$) ^C
ULTRASSOM		7,73 ($\pm 2,4$) ^A	3,51 ($\pm 1,27$) ^C
LUZ HALÓGENA		3,70 ($\pm 0,86$) ^B	4,82 ($\pm 1,74$) ^C
LED		5,84 ($\pm 3,16$) ^A	4,44 ($\pm 2,21$) ^C

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos experimentais.

A tabela 5.12 demonstra os valores de médias e desvios padrão (MPa) para comparação realizada entre os CIVAV que receberam luz halógena quando comparado ao controle positivo - Fuji II – LC. A Análise de Variância demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais. O grupo controle positivo - Fuji II – LC - apresentou maiores valores de RU do que os grupos Fuji IX e Equia Fill quando ambos receberam luz halógena.

Tabela 5.12 – Médias de resistência de união à dentina (MPa) para os grupos que receberam aceleração com luz halógena comparados ao controle positivo

GRUPO EXPERIMENTAL \ CIVAV	FUJI IX	EQUIA FILL	FUJI II - LC
RU	5,64 ($\pm$ 2,15) ^A	3,29 ($\pm$ 1,41) ^B	12,98 $\pm$ 3,58 ^A

*Diferentes letras maiúsculas indicam diferença estatística entre os grupos experimentais.

5.4 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURAS

As frequências percentuais dos padrões de fratura e falhas prematuras observadas para cada grupo experimental de acordo com a apresentação do CIVAV e a fonte de energia externa estão apresentadas no gráfico 1. As fraturas adesivas/mistas apresentaram maior frequência, independente do grupo experimental. Por outro lado, as fraturas coesivas em dentina foram as menos prevalentes.

Gráfico 5.1 – Frequências percentuais dos padrões de fratura e falhas prematuras para os grupos experimentais de acordo com a apresentação do CIVAV e a fonte de energia externa aplicada.

5.5 ANÁLISE DA INTERAÇÃO CIV-DENTINA

As figuras 5.2 – 5.7 representam algumas das imagens obtidas por meio de MEV com aumento de 1200X, foi realizada análise qualitativa das imagens a fim de observar a adaptação do material e possíveis diferenças das variáveis que foram testadas.

Pode-se observar a presença de espaços vazios geralmente esféricos em todos os grupos com diferenças em quantidade e tamanho de acordo com o grupo. nos grupos Equia Fill é possível observar mais frequentemente uma densa camada entre o CIV e a dentina, quando comparado com o grupo Fuji IX onde a camada aparenta ser mais delgada. O grupo CIVMR apresenta partículas do material de tamanho bem reduzido quando comparado aos grupos de CIVAV e o material está bem adaptado com a dentina.

Figura 5.2 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x - grupo Equia Fill controle negativo

Figura 5.3 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x - grupo Fuji IX controle negativo

Figura 5.4 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x - grupo Fuji IX aceleração da reação de presa com ultrassom

Figura 5.5 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x - grupo Equia Fill aceleração da reação de presa luz halógena

Figura 5.6 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x – Equia Fill aceleração da reação de presa com LED

Figura 5.7 – Fotomicrografia em MEV com aumento de 1200x - grupo Fuji II - LC controle positivo

6 DISCUSSÃO

De acordo com o princípio de Mínima Intervenção e máxima conservação dos tecidos dentários, é importante utilizar materiais o mais eficazes possível para que o tecido dentário remanescente seja preservado com qualidade e durabilidade. Com o crescente avanço e desenvolvimento na odontologia restauradora, é importante buscar meios para amplificar as boas propriedades e vantagens de materiais restauradores e desenvolver alternativas para as desvantagens presentes como ocorre com o CIV.

Acredita-se que acelerar a reação de presa inicial do CIV irá diminuir as desvantagens associadas com a reação de presa lenta (Talal et al., 2009), o tempo de reação de presa mais rápido diminui ainda o tempo de atendimento clínico, permitindo que a restauração seja mais conveniente tanto para o profissional quanto para o paciente.

Gavic et al. (2015) afirmam em seus estudos que a reação de presa de cimentos de ionômero de vidro são capazes de serem aceleradas tanto por ultrassom, quanto pelo aquecimento com fotopolimerizadores e acredita que a aceleração da reação de presa melhora as propriedades mecânicas iniciais do material deixando-o mais resistente, menos susceptível a fraturas prematuras e melhora a adaptação marginal. Em contrapartida, Guglielmi et al. (2012) relataram que a aceleração de presa quando realizada com ultrassom, interfere na adaptação marginal de CIVs convencionais, como foi observado em seu estudo com microinfiltração quando comparados ao grupo controle que não recebeu aplicação de ultrassom.

Para Kleverlaan et al. (2004) e Daifalla et al. (2015) quando o ultrassom é utilizado para acelerar a reação de presa de CIV, a temperatura e difusão, aumentam a taxa de reação, porém, não altera as propriedades mecânicas dos CIVs. Talal et al. (2009) em seus estudos observaram que o tempo de ativação do ultrassom influencia na aceleração da reação de presa do CIV, e afirma que a aplicação de ultrassom, além de acelerar a reação de presa do material, também melhora suas propriedades mecânicas.

No presente estudo, observou-se que a resistência flexural, dos grupos que receberam ativação com luz halógena ou LED não foram influenciados pela ativação independente da forma de apresentação do CIVAV, o grupo que recebeu a ativação com ultrassom, foi influenciado positivamente pela aceleração da reação de presa mostrando maiores resultados quando comparado com o grupo controle negativo em ambos os materiais.

Segundo O'Brien et al. (2010) a melhora na aceleração da reação de presa de CIV é menos influenciada pelo aumento de temperatura e mais influenciada pela vibração mecânica causada pela própria ponteira do ultrassom. Acredita-se que o movimento mecânico da ponteira pode melhorar a mistura de partículas, melhorando a área superficial e, portanto reduzir o tempo de reação de presa. Menne-Happ; Ilie (2014) afirmam que o ultrassom produz calor e influencia na aceleração de presa, mas quando comparado com a aplicação de calor é a vibração pela ativação do ultrassom que diminui os espaços vazios presentes no material em tamanho e número, e essa redução melhora as propriedades macro mecânicas.

A rugosidade superficial pode ser associada a uma combinação de fatores como proporção, tamanho das partículas presentes no material e até pela presença de bolhas (Alves Filho et al., 2009). É importante analisar as características da superfície do material, a rugosidade superficial pode determinar a qualidade e o comportamento clínico da restauração, valores altos de rugosidade superficial podem propiciar rápida colonização bacteriana e maturação do biofilme, além de indicar deterioração do material (da Silva; Zuanon, 2006; Alves Filho et al., 2009; Pacifici et al., 2014).

Para avaliar a rugosidade superficial, utilizamos os parâmetros de altura Ra e Sa. O parâmetro Ra nos grupos analisados tiveram resultados semelhantes independente do material ou tipo de aceleração da reação de presa, com exceção do grupo Fuji IX quando recebeu aceleração com ultrassom. Supomos que a aceleração por meio de ultrassom aumentou os valores da rugosidade superficial devido à quebra de partículas de sílica presentes no material como sugere Kleverlaan et al. (2004), Azevedo et al. (2011), Daifalla et al. (2015). Acreditamos ainda que o grupo encapsulado que recebeu aceleração por meio de ultrassom, não demonstrou valores de rugosidade superficial maiores devido à agitação durante a manipulação mecânica que foi realizada.

O parâmetro S_a é um parâmetro que utiliza referência tridimensional durante a mensuração de uma determinada área, houve diferença estatística em relação à apresentação dos materiais, sendo que o CIVAV encapsulado obteve maiores valores de rugosidade superficial para todos os grupos avaliados corroborando com os resultados do estudo de Alves Filho et al. (2009). Segundo os autores, os maiores valores de rugosidade superficial no material de versão encapsulada pode estar relacionada a manipulação mecânica e por ser uma manipulação mais rápida o ácido poliacrílico ataca as partículas de sílica por curto tempo, aumentando a rugosidade do material.

Com relação aos parâmetros de volume, o parâmetro V_m (volume de material) não apresentou diferença estatisticamente significativa para todos os grupos analisados, em contra partida, o parâmetro V_v que mensura os volumes de vazios presentes na amostra, apresentou diferença estatisticamente significativa para o fator tipo de CIVAV sendo que o material Equia Fill apresentou maiores valores quando comparado ao Fuji IX. Acreditamos que o parâmetro de volume de espaços vazios mensurados na amostra está associado com a porosidade presente no material e que no grupo Equia Fill os valores são ainda maiores devido à manipulação mecânica que, segundo Nomoto et al. (2004) tende a incorporar mais bolhas no material.

As imagens tridimensionais das superfícies são bem parecidas, ao analisar todas as imagens obtidas foi possível visualizar trincas em algumas áreas observadas em todos os grupos avaliados. É possível notar que a superfície do grupo Fuji II – LC apresenta lisura mais uniforme quando comparada com as imagens de Fuji IX e Equia Fill, porém não houve diferença estatística entre os grupos, possivelmente, essa característica está relacionada com o menor tamanho das partículas desse material quando comparado com o grupo Fuji IX e Equia Fill como foi possível observar nas fotomicrografias.

Nossos achados em relação à resistência de união, mostram que Fuji IX apresentou maiores valores quando comparado aos do Equia Fill e ainda apresentou melhor desempenho nos grupos que receberam aceleração por meio de luz halógena e LED. O material Equia Fill parece não sofrer influência na aceleração da reação de presa por nenhum dos dispositivos utilizados. Há estudos que sugerem o uso de aquecimento da cápsula em água a 37°C previamente a manipulação

mecânica, e obtiveram aumento na dureza no material avaliado (O'Brien et al., 2010), mas não foram avaliadas outras propriedades do CIV.

Quando comparados os grupos que receberam influência de luz halógena, o material Fuji II – LC apresentou os maiores resultados, de acordo com Yiu et al., (2004b) e Calvo et al. (2016) esse resultado se deve ao tipo de adesão do material com a dentina, enquanto o CIV convencional possui uma adesão química o CIVMR possui adesão tanto química quanto mecânica e a adesão micromecânica do CIVMR pode contribuir com os resultados mais altos da resistência de união.

O CIV na versão encapsulada é considerado uma solução para diminuir a variabilidade induzida por um operador durante a manipulação manual dos CIVs versão pó-líquido (Alves Filho et al., 2009; Nomoto et al., 2004; Dowling; Fleming., 2007). Por outro lado, Nomoto et al. (2004) observaram que a manipulação mecânica pode incorporar mais bolhas de ar no CIV aumentando a porosidade e consequentemente enfraquecendo o material. Estamos conduzindo estudos paralelos a este, para avaliar clinicamente essa pergunta.

Na análise do tipo de fraturas a predominância encontrada foi de fraturas mistas/adesivas corroborando com os achados de Bonifácio et al. (2012), que também encontraram resultados semelhantes quando analisaram diversos tipos de CIV.

Com relação à Interação CIV-dentina, ao analisar qualitativamente as imagens observamos presença de espaços vazios esféricos em maior ou menor quantidade em todos os grupos estudados. Segundo Yiu et al. (2004a) esses espaços vazios são provenientes da permeação de gotículas de água da umidade dentinária. Ao analisar as imagens observamos que há presença de uma camada densa entre o material e dentina, acreditamos que essa seja a região de interação do material com o dente, Yiu et al. (2004a) em seus estudos também observaram essa camada intermediária e afirma que tal camada é resultante das trocas iônicas entre o material e o substrato dentário. São necessários mais estudos para avaliar se é possível que a molécula de água proveniente da dentina ultrapasse essa camada de interação mesmo durante a reação de presa inicial. Acreditamos que os espaços vazios observados no material estão relacionados com um conjunto de fatores como a porosidade existente no CIV, com a água presente na composição química do material, com possíveis formações de gases resultantes da reação química ácido-base durante a reação de presa, e até com o arrancamento de

partículas do material durante o corte dos espécimes. São necessários mais estudos para avaliar com mais clareza a microestrutura dos espaços vazios observados.

Baseado nos resultados do presente estudo, a aceleração da reação de presa mais indicada é por meio de ultrassom, por influenciar positivamente os materiais avaliados nos testes propostos, embora, resultou em maiores valores de rugosidade superficial.

O CIVAV que apresentou melhor influência com o uso do ultrassom foi o Fuji IX versão pó-líquido, porém, para aplicabilidade clínica, é necessário realizar mais estudos com o ultrassom como acelerador da reação de presa, sugerimos avaliar o aumento da temperatura provocado pelo dispositivo e como esse aumento poderia interferir na polpa dentária, principalmente no dente decíduo, que tem dimensões reduzidas, e portanto maior proximidade do tecido pulpar.

7 CONCLUSÕES

- A utilização de luz halógena e LED parecem não influenciar a resistência flexural dos materiais avaliados.
- Para resistência flexural, o uso de ultrassom influenciou positivamente no grupo Fuji IX.
- A rugosidade superficial pelo parâmetro Ra foi maior no grupo Fuji IX que recebeu ativação por ultrassom.
- A rugosidade superficial pelo parâmetro Sa foi maior no grupo Equia Fill.
- A resistência de união não foi influenciada pelos aceleradores no grupo Equia Fill.
- LED e ultrassom influenciaram positivamente o grupo Fuji IX na resistência de união.

REFERÊNCIAS¹

Algera TJ, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod*. 2005;27:472–6.

Alves Filho AO, Rocha RO, Mascaro MSB, Imparato JCP, Raggio DP. Avaliação in vitro da rugosidade superficial de cimentos de ionômero de vidro utilizados no tratamento restaurador atraumático. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*. 2009 Maio-Ago; 9(2):229-33.

Arita K, Yamamoto A, Shinonaga Y, Harada K, Abe Y, Nakagawa K, Sugiyama S. Hydroxyapatite particle characteristics influence the enhancement of the mechanical and chemical properties of conventional restorative glass ionomer cement. *Dent Mater J*. 2011;30(5):672-83.

Azevedo ER, Coldebella CR, de Souza JF, Zuanon ACC. Effect of ultrasonic excitation on the ultimate tensile strength of glass ionomer cements after different water storage times. *Rev Odontol UNESP*. 2012 July-Aug; 41(4): 221-5.

Azevedo ER, Coldebella CR, Zuanon AC. Effect of ultrasonic excitation on the microtensile bond strength of glass ionomer cements to dentin after different water storage times. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Dec;37(12):2133-8. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.09.014.

Azevedo MS, Vilas Boas D, Demarco FF, Romano AR. Where and how are Brazilian dental students using Glass Ionomer Cement? *Braz Oral Res*. 2010 Oct-Dec;24(4):482-7.

Bhalla M, Patel D, Shashikiran ND, Mallikarjuna RM, Nalawade TM, Reddy HK. Effect of light-emitting diode and halogen light curing on the micro-hardness of dental composite and resin-modified glass ionomer cement: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2012 Jul-Sep;30(3):201-5.

Bonifácio CC, Shimaoka AM, de Andrade AP, Raggio DP, van Amerongen WE, de Carvalho RC. Micro-mechanical bond strength tests for the assessment of the adhesion of GIC to dentine. *Acta Odontol Scand*. 2012 Dec;70(6):555-63. doi: 10.3109/00016357.2011.640280.

¹De acordo com Estilo Vancouver.

Calvo AF, Kicuti A, Tedesco TK, Braga MM, Raggio DP. Evaluation of the relationship between the cost and properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Braz Oral Res.* 2016;30(1). pii: S1806-83242016000100201. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0008.

Cassoni A, Macarini P, Leonetti ES, Shibli JA, Rodrigues JA. Halogen lamp and LED activation of resin-modified glass ionomer restorative material. In vitro microhardness after long-term storage. *Eur J Paediatr Dent.* 2011 Sep;12(3):150-4

Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1999;15:71–8.

da Silva RC, Zuanon AC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent J.* 2006;17(2):106-9.

Daifalla LE, Mobarak EH. Effect of ultrasound application during setting on the mechanical properties of high viscous glass-ionomers used for ART restorations. *J Adv Res.* 2015 Nov;6(6):805-10. doi: 10.1016/j.jare.2014.06.002.

Dowling AH, Fleming GJP. Is encapsulation of posterior glass-ionomer restoratives the solution to clinically induced variability introduced on mixing? *Dent Mater.* 2008;24:957-66.

Fabián Molina G, Cabral RJ, Mazzola I, Brain Lascano L, Frencken JE. Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *Biomed Res Int.* 2013;2013:838460. doi: 10.1155/2013/838460.

Faccin ES, Ferreira SH, Kramer PF, Ardenghi TM, Feldens CA. Clinical performance of ART restorations in primary teeth: a survival analysis. *J Clin Pediatr Dent.* 2009 Summer;33(4):295-8.

Frencken JE, Van 't Hof MA, Van Amerongen WE, Holmgren CJ. Effectiveness of single-surface ART restorations in the permanent dentition: a meta-analysis. *J Dent Res.* 2004 Feb;83(2):120-3.

Frencken JE. The ART approach using glass-ionomers in relation to global oral health care. *Dent Mater.* 2010 Jan;26(1):1-6. doi: 10.1016/j.dental.2009.08.013.

Gavic L, Gorseta K, Glavina D, Czarnecka B, Nicholson JW. Heat transfer properties and thermal cure of glass-ionomer dental cements. *J Mater Sci Mater Med*. 2015 Oct;26(10):249. doi: 10.1007/s10856-015-5578-0.

Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater*. 2002 Sep;18(6):454-62.

Guglielmi CA, Mohana A, Hesse D, Lenzi TL, Bonini GC, Raggio DP. Influence of ultrasound or halogen light on microleakage and hardness of enamel adjacent to glass ionomer cement. *Int J Paediatr Dent*. 2012 Mar;22(2):110-5.

Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J*. 1999 Mar;44(1):1-11.

Kim IY, Ohtsuki C, Coughlan A, Placek L, Wren AW, Towler MR. Characteristics of glass ionomer cements composed of glass powders in CaO–SrO–ZnO–SiO₂ system prepared by two different synthetic routes. *J Mater Sci: Mater Med* (2013) 24:2677–82. doi 10.1007/s10856-013-5017-z.

Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004 Jan;20(1):45-50.

Lenzi TL, Gimenez T, Tedesco TK, Mendes FM, Rocha RO, Raggio DP. Adhesive systems for restoring primary teeth: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Paediatr Dent*. 2015 Nov 12. doi: 10.1111/ipd.12210

Menne-Happ U, Ilie N. Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):643-50. doi: 10.1007/s00784-013-1005-4.

Mickenautsch S, Yengopal V, Banerjee A. Atraumatic restorative treatment versus amalgam restoration longevity: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2010 Jun;14(3):233-40.

Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci*. 2013;21(3):243-9. doi: 10.1590/1679-775720130129.

Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Schricker SR, Chee WW. Ultrasonically set novel NVC-containing glass-ionomer cements for applications in restorative dentistry. *J Mater Sci Mater Med*. 2011 Sep;22(9):2029-34.

Nomoto R, Komoriyama M, McCabe J, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater*. 2004; 20:972–8.

O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FJ, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *J Dent*. 2010 Jun;38(6):490-5. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.004.

Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Guerra F, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Ann Stomatol (Roma)*. 2014 Feb 4;4(3-4):250-8.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e24-37. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.149.

Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of mixing time on the handling and compressive strength of an encapsulated glass-ionomer cement. *Dent Mater*. 2005 Aug;21(8):704-8.

Pupo YM, Bakausa T, Farago PV, Ferro LRC, Gomes OMM, Gomes JC. Evaluation of the fluoride release and ability to recharge in different glass ionomer cements. *Rev Odontol UNESP*. 2015 Mar.-Apr.; 44(2): 80-4.

Raggio DP, Bonifácio CC, Bönecker M, Imparato JC, Gee AJ, Amerongen WE. Effect of insertion method on knoop hardness of high viscous glass ionomer cements. *Braz Dent J*. 2010;21(5):439-45.

Raggio DP, Hesse D, Lenzi TL, Guglielmi CA, Braga MM. Is Atraumatic restorative treatment an option for restoring occlusoproximal caries lesions in primary teeth? A systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent*. 2013 Nov;23(6):435-43.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 2000 May;45(5):355-61.

Selimović-Dragaš M, Hasić-Branković L, Korać F, Đapo N, Huseinbegović A, Kobašlija S, Lekić M, Hatibović-Kofman Š. In vitro fluoride release from a different kind of conventional and resin modified glass-ionomer cements. *Bosn J Basic Med Sci.* 2013 Aug;13(3):197-202.

Shahid S, Billington RW, Hill RG. The effect of ultrasound on the uptake of fluoride by glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med.* 2011 Feb;22(2):247-51.

Talal A, Tanner KE, Billington R, Pearson GJ. Effect of ultrasound on the setting characteristics of glass ionomer cements studied by Fourier transform infrared spectroscopy. *J Mater Sci Mater Med.* 2009 Jan;20(1):405-11. doi: 10.1007/s10856-008-3578-z.

Tedesco TK, Bonifácio CC, Calvo AF, Gimenez T, Braga MM, Raggio DP. Caries lesion prevention and arrestment in approximal surfaces in contact with glass ionomer cement restorations - A systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent.* 2015a 12. Jun doi: 10.1111/ipd.12174.

Tedesco TK, Calvo AF, Domingues GG, Mendes FM, Raggio DP. Bond Strength of High-Viscosity Glass Ionomer Cements is Affected by Tubular Density and Location in Dentin? *Microsc Microanal.* 2015b Aug;21(4):849-54. doi: 10.1017/S1431927615013021.

Watson TF, Billington RW, Williams JA. The interfacial region of the tooth/glass-ionomer restoration: a confocal optical microscope study. *Am J Dent* 1991;4:303-10.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000 Mar;16(2):129-38.

Xie D, Zhao J, Yang Y, Park J, Chu TM, Zhang JT. Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. *Biomed Mater.* 2008 Jun;3(2):025012. doi: 10.1088/1748-6041/3/2/025012.

Yiu CKY, Tay FR, King NM, Pashley DH, Sidhu SK, Neo JCL, Toledano M, Wong SL. Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. *J Dent Res* 2004a;83:283-9.

Yiu CKY, Tay FR, King NM, Pashley DH, Carvalho RM, Carrilho MR. Interaction of resin-modified glass-ionomer cements with moist dentine. *J Dent.* 2004b Sep;32(7):521-30.

ANEXO A - Parecer de aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

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

Título da Pesquisa: Influência da aceleração de presa por meio de ultrassom e luz halógena nas propriedades e resistência de união à dentina de cimentos de iônomo de vidro

Pesquisador: Daniela Prócida Raggio

Área Temática:

Versão:

CAAE: 30273214.6.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 626.295

Data da Relatoria: 25/04/2014

Apresentação do Projeto:

No atual cenário da Odontologia de Mínima Intervenção, os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (CIV) têm sido indicados como material de escolha para o Tratamento Restaurador Atraumático (ART) (Hse; Leung; Wei, 1999), mostrando longevidade satisfatória em restaurações oclusais (Frencken et al., 2004; Faccin et al., 2009; Mickenautsch et al., 2010) e, até mesmo oclusoproximais, quando comparados a outros materiais (Raggio et al., 2012). A opção pelos CIVs está relacionada com a sua habilidade de união química aos substratos dentários (Glasspoole et al., 2002), capacidade de liberação de flúor, assegurando seu efeito anticariogênico, bem como biocompatibilidade e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental (Hse; Leung; Wei, 1999). Entretanto, esses materiais são sensíveis à umidade e sofrem sinérese ou embebição antes da maturação, especialmente nas primeiras 24 horas, o que pode comprometer algumas propriedades como resistência inicial do material, dureza e resistência ao desgaste (Cattani-Lorente et al., 1999). Ademais, sabemos que a reação de presa desses materiais baseia-se

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 05.508-900

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 626.295

essencialmente numa reação ácido-base entre o ácido poliacrílico, o cálcio e o alumínio. Essa reação é lenta e continua mesmo após o primeiro dia (Yiu et al., 2004). Estudos prévios relatam que há permeação de água nas matrizes dos CIVs e, até mesmo, na interface dentina-CIV após armazenamento (Yiu et al., 2004; Watson et al., 1991). Isto ocorre, pois, após as 24 horas iniciais, os CIV sofrem uma reação de presa adicional, e com isso é sugerido que a presença de água proveniente da própria umidade dentinária (Yiu et al., 2004) poderia se difundir formando gotículas de água na interface CIV-dentina (Watson et al., 1991). Assim, na tentativa de acelerar a reação de presa de CIVs, estudos prévios têm sugerido que o uso de energia externa, como a luz halógena e o ultrassom, poderiam resultar numa reação de presa mais rápida dos CIVs convencionais (Algera et al., 2005; Guglielmi et al., 2011). Os resultados reportados até o

Introdução:

Tamanho da Amostra no Brasil: 78

Hipótese:

A aceleração de presa por diferentes meios (ultrassom, luz halógena) podem modificar as propriedades de adesão dos cimentos de ionômero de vidro à dentina.

Objetivo Primário:

Avaliar a influência da aceleração de presa de cimentos de ionômero de vidro nas versões encapsulado e pó-líquido, por meio de ultrassom e luz halógena, por meio de testes de resistência à flexão, rugosidade superficial, resistência de união à dentina por microcisalhamento, e ainda, avaliar a interação dentina-CIV através de microscopias eletrônica de varredura e confocal a laser.

Metodologia Proposta:

A aceleração de presa inicial através de ultrassom e luz halógena dos cimentos de ionômero de vidro nas versões pó-líquido e encapsulado, estará presente nos quatro experimentos deste estudo: resistência à flexão, rugosidade superficial, resistência de união à dentina por microcisalhamento, e avaliação da interação dentina-CIV através de microscopias eletrônica de varredura e confocal a laser. de acordo com o CIV utilizado - versão pó-líquido (Fuji Gold Label IX GP- GC Corp) e versão encapsulado (Fuji IX GP- GC Corp); e a aceleração de

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 626.295

presa inicial - GC (controle); GL (irradiados com luz halógena por 60 segundos) e GU (aplicação de ultrassom por 15 segundos). Para o teste de resistência à flexão serão preparados 30 espécimes de dimensões 10x2x2mm para cada um dos seis grupos experimentais, os quais serão armazenados em vaselina líquida à 37°C por 24 h. Em seguida, os espécimes serão submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos com velocidade de 1mm/min. Para a análise de rugosidade superficial, 10 espécimes de cada condição experimental, previamente confeccionados para o teste de resistência à flexão, serão selecionados. Seis leituras, três no eixo X e três no eixo Y, serão realizadas com rugosímetro, em escala Ra, onde a média dessas leituras será considerada a rugosidade do espécime. Para o teste de resistência de união à dentina, serão selecionados 60 molares decíduos (n=10). Cânulas de polietileno serão posicionadas sobre superfícies planas de dentina pré-tratadas, preenchidas por um dos CIV para então ser aplicado um dos aceleradores de presa previamente mencionados. Após armazenamento em água destilada por 24 h a 37°C, os espécimes serão submetidos ao teste de microcisalhamento (0,5 mm/min). A análise do padrão de fratura será realizada em estereomicroscópio (400 X). Para avaliar a interação dentina-CIV, serão confeccionados blocos com aproximadamente 6mm de espessura de cada um dos materiais, de acordo com a divisão dos grupos experimentais, sobre a dentina exposta de 18 caninos decíduos (n=3). Os espécimes serão armazenados por 48 h a 37°C e 100% de umidade relativa, e então seccionados perpendicularmente à interface adesiva, resultando em palitos com 0,8 mm². Cinco espécimes de cada dente serão fraturados próximo a interface CIV-dentina por meio de flexão de três pontos para então serem observados em microscopias eletrônica de varredura e confocal a laser a fim de se avaliar qualitativamente possíveis diferenças estruturais.

Riscos:

O estudo não provoca riscos por se tratar de estudo laboratorial com dentes do banco de dentes e sem a participação de voluntários.

Benefícios:

Não há benefícios diretos ao doador de dentes.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

Continuação do Parecer: 626.295

Metodologia de Análise de Dados:

Para todas as análises, a normalidade da distribuição dos dados será testada bem como a homocedacidade. Se os dados apresentarem distribuição normal será aplicada a Análise de Variância e Teste de Tukey para comparações múltiplas. Por outro lado, se os dados apresentarem distribuição não-normal, o teste de Kruskal-Wallis será utilizado. O nível de significância adotado para todas as análises será de 5%.

Desfecho Primário:

Resistência de União.

País de Origem do Estudo Nº de participantes da pesquisa

Países de Recrutamento

País

Sim BRASIL 78

presente momento mostram um aumento na dureza de superfície deste material, além da diminuição de absorção de água pela aceleração da reação ácido-base presente na fase de polimerização (Moshaverinia et al., 2011). Além disso, a utilização de ultrassom para aceleração de presa nesta fase de polimerização também tem sido associada com a melhoria da captação de flúor pelo material (Shahid; Billington; Hill, 2011).

Entretanto, a literatura é escassa em relação aos estudos que demonstram o efeito da luz halógena e ultrassom na polimerização inicial do CIV e as consequências sobre as propriedades do material (Guglielmi et al., 2011), como resistência à flexão e rugosidade superficial. Mais do que isso, como estas possíveis alterações nas propriedades dos materiais podem interferir na resistência de união entre dentina-CIV que não tem sido foco dos estudos. Sendo assim, parece relevante avaliar a influência da aceleração de presa dos cimentos de ionômero de vidro com a aplicação de ultrassom e luz halógena, nas versões encapsulado e pó-líquido, em relação à resistência flexural, rugosidade superficial, resistência de união à dentina, e ainda, avaliar a interação dentina-CIV através de microscopias eletrônica de varredura e confocal a laser.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é avaliar a influência da aceleração de presa de cimentos de ionômero de

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 626.295

vidro de alta viscosidade (CIV) por meio de ultrassom e luz halógena na resistência flexural, rugosidade superficial, resistência à união e interação dentina-CIV por meio de microscopias eletrônica de varredura e confocal a laser. Para todas as análises, os espécimes serão divididos em seis grupos experimentais de acordo com o CIV

utilizado - versão pó-líquido (Fuji Gold Label IX GP- GC Corp) e versão encapsulado (Fuji IX GP- GC Corp); e a aceleração de presa inicial - GC (controle); GL (irradiados com luz halógena por 60 segundos) e GU (aplicação de ultrassom por 15 segundos). Para o teste de resistência à flexão serão preparados 30 espécimes de dimensões 10x2x2mm para cada um dos seis grupos experimentais, os quais serão armazenados em vaselina líquida à 37°C por 24 h. Em seguida, os espécimes serão submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos com velocidade de 1mm/min.

Para a análise de rugosidade superficial, 10 espécimes de cada condição experimental, previamente confeccionados para o teste de resistência à

flexão, serão selecionados. Seis leituras, três no eixo X e três no eixo Y, serão realizadas com rugosímetro, em escala Ra, onde a média dessas

leituras será considerada a rugosidade do espécime. Para o teste de resistência de união à dentina, serão selecionados 60 molares decíduos (n=10). Cânulas de polietileno serão posicionadas sobre superfícies planas de dentina pré-tratadas, preenchidas por um dos CIV para então ser aplicado um dos aceleradores de presa previamente mencionados. Após armazenamento em água destilada por 24 h a 37°C, os espécimes serão submetidos ao teste de microcissalhamento (0,5 mm/min). A análise do padrão de fratura será realizada em estereomicroscópio (400 X). Para avaliar a interação dentina-CIV, serão confeccionados blocos com aproximadamente 6mm de espessura de cada um dos materiais, de acordo com a divisão dos grupos experimentais, sobre a dentina exposta de 18 caninos decíduos (n=3). Os espécimes serão armazenados por 48 h a 37°C e 100% de umidade relativa, e então seccionados perpendicularmente à interface adesiva, resultando em palitos com 0,8 mm². Cinco espécimes de cada dente serão fraturados próximo a interface CIV-dentina por meio de flexão de três pontos para então serem observados em microscopias

eletrônica de varredura e confocal a laser a fim de se avaliar qualitativamente possíveis diferenças estruturais. Para todas as análises, se os dados

apresentarem distribuição normal será realizada a Análise de Variância e Teste de Tukey, caso a distribuição seja não-normal, o teste de Kruskal-

Wallis será utilizado ($\alpha=5\%$).

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 626.295

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

não se aplica, uma vez que a pesquisa será realizada utilizando-se dentes extraídos provenientes do banco de dentes da FOUSP.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa bem elaborada sem implicações éticas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados:

- 1- Folha de rosto.
- 2- Projeto de Pesquisa.
- 3- Informações básicas do Projeto.
- 4- Carta do banco de dentes.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais semestrais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 626.295

SAO PAULO, 25 de Abril de 2014

Assinador por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br