

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO-SENSU EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA

VERIDIANA SILVA CAMPOS

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES ESPESSURAS CERÂMICAS NA ATENUAÇÃO
DA LUZ, NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E DE NANOINFILTRAÇÃO DE
CIMENTOS RESINOSOS AUTOADESIVOS**

PONTA GROSSA- PR
2020

VERIDIANA SILVA CAMPOS

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES ESPESSURAS CERÂMICAS NA ATENUAÇÃO DA LUZ, NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E DE NANOINFILTRAÇÃO DE CIMENTOS RESINOSOS AUTOADESIVOS

Tese apresentada como pré-requisito para obtenção do título de doutora na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de doutorado do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Odontologia- Área de concentração em Dentística Restauradora. Linha de pesquisa: propriedades físico-químicas e biológicas dos materiais.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

Co-orientadores: Prof. Dr. Andrés Felipe Millán Cardenas e Profa. Dra. Fabiana Suelen Figueredo de Siqueira

PONTA GROSSA- PR
2020

C198 Campos, Veridiana Silva
Influência de diferentes espessuras cerâmicas na atenuação da luz, nas propriedades mecânicas e de nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos / Veridiana Silva Campos. Ponta Grossa, 2020.

74 f.

Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração: Dentística Restauradora), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes.

Coorientadora: Profa. Dra. Fabiana Suelen Figueredo de Siqueira.

Coorientador: Prof. Dr. Andrés Felipe Millán Cardenas.

1. Cerâmica. 2. Dentina. 3. Cimentos de resina. I. Gomes, João Carlos. II. Siqueira, Fabiana Suelen Figueredo de. III. Millán Cardenas, Andrés Felipe. IV. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Dentística Restauradora. V.T.

CDD: 617.6

VERIDIANA SILVA CAMPOS

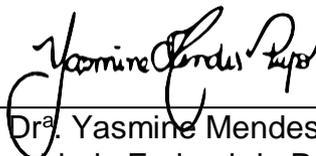
Influência de diferentes espessuras cerâmicas na atenuação da luz, nas propriedades mecânicas e de nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Odontologia da Universidade estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa de Propriedades Físico-Químicas e Biológicas dos Materiais.

Ponta Grossa, 08 de maio de 2020.



Prof. Dr. João Carlos Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof.ª Dr.ª Yasmine Mendes Pupo
Universidade Federal do Paraná



Prof.ª Dr.ª Fabiana Madalozzo Coppla
Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais



Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof.ª Dr.ª Adriana Postiglione Buhner Samra
Universidade Estadual de Ponta Grossa

DEDICATÓRIA

À **Deus**, por me amparar em todos os momentos, renovar a minha fé todos os dias e me fazer crer que Ele tem os melhores planos para a minha vida. É minha força, e a quem eu sou grata por todas as oportunidades.

À minha mãe **Márcia**, por ser o meu porto-seguro e minha motivação para ser melhor todos os dias. Por não me deixar desistir e acreditar no meu futuro.

Devo tudo, e faço tudo por ela!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **minha família**, em especial **minha irmã Juliana, meu sobrinho Pedro Henrique, à minha vó Maria Garcia e ao Mauro**, por todo o apoio e preocupação durante a minha formação. Obrigada por me incentivarem a ser melhor e nunca desistir dos meus sonhos!

Ao meu orientador, **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, por ser um mestre, mentor e amigo, que me acolheu a 9 anos atrás, quando eu iniciei minha vida acadêmica. Obrigada por ter confiado em mim desde o início; por ter despertado em mim o interesse pela docência; por todo o conhecimento que transmite em cada conversa que temos; por sempre me incentivar a ser melhor; ser sempre acessível, disposto a ajudar e por me dar oportunidades que eu jamais imaginei ter. Você foi fundamental para o meu crescimento pessoal e profissional, é alguém que eu admiro e sempre vou me espelhar!

Ao **Prof. Dr. César Arrais**, por ter disponibilizado o seu tempo para me ajudar com esse trabalho durante a fase laboratorial, estatística e escrita; e por sempre estar disposto a dividir os seus conhecimentos. Serei eternamente grata por tudo que têm feito por mim.

À **Profª Drª Fabiana Siqueira** e ao **Prof. Dr. Andrés Millan Cardenas**, por serem meus amigos e co-orientadores. Devo muito desse trabalho a vocês! Agradeço por sempre dividirem seus conhecimentos comigo, por me incentivarem na pesquisa científica e por terem paciência nos meus momentos de desespero. Vocês são muito especiais para mim!

À **Bianca Linhares**, por ter se tornado uma amiga tão especial e alguém que compartilhei todos os momentos na pós-graduação. Agradeço por toda a ajuda, pelas conversas e acima de tudo pelas orações, só nós sabemos o quanto isso foi/têm sido importante ao longo desse tempo.

Ao **Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Odontologia e à Universidade Estadual de Ponta Grossa**, por serem referências mundiais em ensino e pesquisa, e por nos darem suporte para uma formação de excelência. E à **todos os professores do programa**, pela dedicação e por todo conhecimento que nos transmitem diariamente!

Aos professores: **Prof. Dr. Alessandro Loguercio**, por sempre incentivar a pesquisa e o saber, pela disponibilidade do seu tempo, dos seus conhecimentos e por me ajudar em tantos momentos! **Profª. Drª. Giovana Mongruel Gomes**, por todos os ensinamentos e paciência em corrigir e ajudar nos trabalhos. **Profª Drª Fabiana Coppla**, por sempre ser tão receptiva e disposta a contribuir nos trabalhos.

Aos **amigos da pós-graduação**, pelos momentos compartilhados no laboratório, durante as aulas, nos corredores ou nos nossos almoços na “salinha”. Vocês são muito importantes para mim! Em especial agradeço à **Alexandra Mara de Paula**, pela amizade, por todos os momentos compartilhados e por amenizar os dias difíceis com o seu alto-astral e energia leve; ao **Júlio César Chidoski**, por ser um grande parceiro em tudo e por sempre estar disposto ajudar (principalmente por me

salvar com as fotos); **Bruna Hilgemberg**, pela amizade e por sempre estar disposta a ajudar; **Diego Hortkoff**, pelas conversas e amizade.

À **Taise Hanzen**, por ser uma amiga parceira desde os tempos da graduação e que sempre está disposta a ajudar. Agradeço por todos os momentos que compartilhamos nessa vida acadêmica, pelos choros de desespero, pelos desabafos, mas principalmente pelas alegrias e risos! Agradeço também por disponibilizar o seu tempo e conhecimento para ajudar com a estatística desse trabalho, e pela paciência em me aguentar nesses últimos dias.

À **Adrieli Burey**, pela amizade e por não medir esforços em me ajudar, principalmente nessa reta final! Obrigada por tudo, Adri! Você tem sido essencial, não só pela ajuda com o trabalho, mas pelas conversas e palavras de incentivo!

Agradeço à **Mayara Gevert e Vitória Monteiro** pela amizade e por serem a minha família em Ponta Grossa. Obrigada meninas, por sempre me acolherem e por tantos momentos compartilhados, vocês são essenciais na minha vida!

Aos **técnicos do Laboratório Multiusuário (C-Labmu)**, em especial **Vanessa, Virgínia e Sílvio** por sempre estarem dispostos a ajudar. Agradeço pela paciência na realização dos testes, e pelas horas de conversas e conhecimento compartilhado.

À **CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior)** pela bolsa de estudo concedida durante o curso de doutorado.

Ao laboratório de prótese Rogalla, na pessoa de **Celso Rogalla**, por sempre disponibilizar o uso de suas instalações e de seus equipamentos. Em especial, agradeço por permitir o uso do forno para cristalizar as cerâmicas desse trabalho!

E a todos os **amigos** que estiverem ao meu lado nesse período, me incentivando e me animando nos momentos difíceis. Saibam que a amizade de vocês é fundamental para mim!

DADOS CURRICULARES

Veridiana Silva Campos

NASCIMENTO	11.02.1993 Santo Antônio da Platina – Paraná, Brasil
FILIAÇÃO	Pedro César de Campos Márcia Cristina da Silva
2011-2015	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa- UEPG. Ponta Grossa, Paraná - Brasil
2016-2018	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, nível Mestrado – Área de Concentração Dentística Restauradora.
2018-2020	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, nível Doutorado – Área de Concentração Dentística Restauradora.
2019-2021 em andamento	Especialização em Prótese. Uniavan CRO (Ponta Grossa, Paraná-Brasil)

RESUMO

CAMPOS, VS. **Influência de diferentes espessuras cerâmicas na atenuação da luz, nas propriedades mecânicas e de nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos.** [Tese- Doutorado em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2020.

O objetivo desse estudo foi avaliar a influência de diferentes espessuras cerâmicas na atenuação da luz emitida pelo fotopolimerizador, nas propriedades mecânicas de nanodureza (Hi) e módulo de elasticidade (Ei), e na nanoinfiltração (NI) de cimentos resinosos autoadesivos. Foram utilizados seis blocos cerâmicos de dissilicato de lítio IPS e.max® CAD HT A2/ C14 cortados em fatias com espessuras de 1,5mm e 2,0mm; e três cimentos autoadesivos: Maxcem (MAX), Multilink (MTL) e RelyX U200 (U200). Para avaliação da irradiância emitida pelo fotopolimerizador Radium-Plus® e atenuação da luz através das espessuras cerâmicas e filmes de cimento, cinco mensurações foram realizadas através de um espectrofotômetro acoplado à uma esfera integradora. Para avaliação das propriedades mecânicas, 45 molares humanos hígidos foram utilizados, os quais tiveram suas superfícies oclusais desgastadas para exposição da dentina média. Em seguida, eles foram aleatoriamente distribuídos em nove grupos experimentais (n=5) a depender das variáveis: (1) espessura cerâmica [0-controle, 1,5mm e 2,0mm] vs. (2) cimento autoadesivo [MAX, MTL e U200]. Restaurações de cimento foram confeccionadas sobre a superfície dentinária e fotopolimerizadas por 40s de acordo com o protocolo de cada grupo. Após os dentes terem sido preparados e restaurados, foram seccionados em fatias de aproximadamente 1 mm. Para a análise Hi e Ei, duas fatias foram selecionadas e avaliadas na camada de cimento através de um nanoindentador com o auxílio de uma ponteira Berkovich. Outras duas fatias foram selecionadas para a avaliação da NI na interface formada entre o cimento e a dentina, através de microscopia eletrônica de varredura (FEG) com aumento de 1000x. Os dados foram submetidos à análise de variância ANOVA 2 fatores e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). A perda total da irradiância emitida pelo fotopolimerizador com a atenuação de diferentes espessuras cerâmicas, foi estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Quando discos de cimento foram interpostos entre as cerâmicas houve maior atenuação da luz, especialmente para a espessura de 2,0mm ($p < 0,001$). Para todos os cimentos utilizados, o aumento da espessura cerâmica não diminuiu significativamente os valores de Hi ($p > 0,05$) e Ei ($p > 0,05$); porém promoveu os maiores valores de NI, estatisticamente significativos para todos os grupos ($p < 0,001$). As diferentes espessuras cerâmicas influenciam de forma significativa a atenuação da luz e a nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos; no entanto, não afetaram as propriedades de nanodureza e módulo de elasticidade.

Palavras-chave: Cerâmica; Dentina; Cimentos de Resina.

ABSTRACT

CAMPOS, VS. **Influence of different ceramic thicknesses in light attenuation, mechanical properties and nanoleakage of self-adhesive resin cements.** [Tese-Doutorado em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa, 2020.

The objective of this study was to evaluate the influence of different ceramic thicknesses in the attenuation of the light emitted by the photopolymerizer, in the mechanical properties of nanohardness (Hi) and elasticity modulus (Ei), and in the nano-infiltration (NI) of self-adhesive resin cements. Six IPS e.max® CAD HT A2 / C14 lithium disilicate ceramic blocks were cut into slices with thicknesses of 1.5mm and 2.0mm; and three self-adhesive cements: Maxcem (MAX), Multilink (MTL) and RelyX U200 (U200). To assess the irradiance emitted by the Radium-Plus® photopolymerizer and attenuate light through ceramic thicknesses and cement films, five measurements were made using a spectrophotometer coupled to an integrating sphere. To evaluate the mechanical properties, 45 healthy human molars were used, which had their occlusal surfaces worn to expose the middle dentin. Then, they were randomly assigned to nine experimental groups (n = 5) depending on the variables: (1) ceramic thickness [0-control, 1.5mm and 2.0mm] vs. (2) self-adhesive cement [MAX, MTL and U200]. Cement restorations were made on the dentin surface and light cured for 40s according to the protocol of each group. After the teeth were prepared and restored, they were cut into slices of approximately 1mm. For the Hi and Ei analysis, two slices were selected and evaluated on the cement layer through a nano-indenter with the aid of a Berkovich tip. Two other slices were selected to assess NI at the interface formed between cement and dentin, using scanning electron microscopy (FEG) with a 1000x magnification. The data were subjected to analysis of variance ANOVA 2 factors and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). The total loss of irradiance emitted by the photopolymerizer with the attenuation of different ceramic thicknesses, was statistically significant ($p < 0.001$). When cement discs were interposed between the ceramics, there was a greater attenuation of the light, especially for the 2.0mm thickness ($p < 0.001$). For all cements used, the increase in ceramic thickness did not significantly decrease the values of Hi ($p > 0.05$) and Ei ($p > 0.05$); however, it promoted the highest NI values, statistically significant for all groups ($p < 0.001$). The different ceramic thicknesses significantly influence the attenuation of light and the nano-infiltration of self-adhesive resin cements; however, they did not affect the properties of nanohardness and modulus of elasticity.

Keywords: Ceramics; Dentin; Resin Cements.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	(A) Bloco cerâmico IPS e.max CAD HT A2/ C14- Ivoclar Vivadent. (B) Corte e obtenção das fatias cerâmicas com disco diamantado na máquina de corte ISOMET.....	33
Figura 2-	(A) Fatias cerâmicas posicionadas no forno cerâmico Programat EP 3010 (Ivoclar Vivadent). (B) Ciclo e temperatura programada no forno. (C) Cerâmicas com espessuras de 1,5 (à esquerda) e 2,0mm (à direita) após a cristalização.....	35
Figura 3-	Espessuras cerâmicas conferidas através de um paquímetro digital.....	35
Figura 4-	Em A o fotopolimerizador Ralii-Plus® posicionado paralelamente à esfera integradora Labsphere. Em B durante a ativação do fotopolimerizador para fazer as leituras, e em C a interposição de uma espessura cerâmica entre o fotopolimerizador e a abertura da esfera.....	36
Figura 5-	Preparo dos discos de cimento. (A) Cimento sendo colocado na placa de vidro. (B) Cimento sendo pressionado por uma tira de poliéster. (C) Fotopolimerização do cimento, de acordo com cada grupo. (D) Disco de cimento. (E) Avaliação da espessura dos filmes de cimento através de um paquímetro digital.....	37
Figura 6-	Preparo da superfície dentinária. (A) Dente hígido. (B) Superfície oclusal desgastada, expondo a dentina média. (C) Desgaste do esmalte lateral com ponta diamantada nº4137. (D) Dente com todas as superfícies dentinárias expostas e planificadas.....	38
Figura 7-	Desenho experimental.....	39
Figura 8-	Procedimento restaurador. (A) Dente embutido em canos de PVC com resina acrílica. (B) Cimento sendo colocado sobre a superfície dentinária. (C) Padronização da camada de cimento, com tira de poliéster.....	39
Figura 9-	Fotopolimerização do cimento resinoso. Em A, de forma direta através da tira de poliéster; em B através da espessura cerâmica de 1,5mm e em C através da espessura cerâmica de 2,0mm.....	39
Figura 10-	Corte e preparo para obtenção dos espécimes para os diferentes testes.....	40
Figura 11-	Avaliação da nanoinfiltração. Em A, as fatias sendo metalizadas com carbono-ouro; em B o stub com as fatias já metalizadas e em C as imagens sendo obtidas no FEG.....	41

Figura 12-	Fotomicrografias representativas da nanoinfiltração na interface adesiva dos cimentos autoadesivos Maxcem, Multilink e RelyX U200, com interposição de espessuras cerâmicas de 0 (controle), 1.5 e 2.0mm, obtidas em FEG (1000x). A imagem mostra que houve deposição de nitrato de prata dentro da camada híbrida de todos os grupos, e está indicada pelas setas. A deposição de nitrato de prata aumentou especialmente para a espessura de 2.0mm (G, H, I) de todos os cimentos. (CR= cimento resinoso autoadesivo; CH=camada híbrida e De=dentina).....	51
Gráfico 1-	Espectros da irradiância obtida entre os comprimentos de onda de 425-490nm.....	43
Gráfico 2-	Perda total de irradiância (mW/cm ²) emitida pelo fotopolimerizador através das diferentes espessuras cerâmicas.....	44
Gráfico 3-	Perda total de irradiância (%) emitida pelo fotopolimerizador através das diferentes espessuras cerâmicas.....	44
Quadro 1-	Materiais utilizados, fabricante, composição e cor utilizada.....	34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Valores de irradiância (desvio padrão) atenuados pelas restaurações indiretas e camadas de cimento resinoso (*).....	46
Tabela 2.	Médias e (desvio padrão) dos valores de nanodureza (Hi) obtidos para cada grupo (*).....	48
Tabela 3.	Médias e (desvio padrão) dos valores de módulo de elasticidade (Ei) obtidos para cada grupo (*).....	48
Tabela 4.	Médias e (desvio padrão) dos valores de nanoinfiltração (%) obtidos para cada grupo (*).....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância
Bis-GMA	Bisfenol A glicidil metacrilato
cm	Centímetros
cm ⁻¹	Número de onda (unidade de comprimento de onda)
CAD/CAM	Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador
Ei	Módulo de elasticidade
FEG	Microscopia eletrônica de varredura de baixo vácuo
FTIR	Espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier
GC	Grau de conversão
h	Hora
HEMA	Metacrilato de 2-hidroxietila
Hi	Nanodureza
KNH	Dureza Knoop
LED	Diodo emissor de luz
10-MDP	10-Metacriloxidecil dihidrogeno fosfato
Min	Minutos
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro por quadrado
mN	Milnewton
ms	Milisegundos
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
n	Número amostral
N	Newton
nm	Nanômetro
NI	Nanoinfusão
p	Valor de significância
pH	Potencial hidrogeniônico
PMGDM	Dimetacrilato de glicerol dianidrido pirometílico
PVC	Policloreto de vinila
Rpm	Rotações por minuto
s	Segundos
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
=	Igual
>	Maior
<	Menor
™	Marca registrada
nº	Número
%	Porcentagem
®	Registrado
±	Mais ou menos
α	Grau de significância

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 Cerâmicas Odontológicas.....	18
2.1.1 Dissilicato de Lítio.....	19
2.2 Cimentos Resinosos.....	22
2.2.1 Cimentos resinosos autoadesivos.....	24
2.3 Espessura Cerâmica vs. Cimentos Resinosos.....	27
3. PROPOSIÇÃO.....	32
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1 Materiais Utilizados.....	33
4.2 Preparo dos Blocos Cerâmicos.....	33
4.3 Análise da Atenuação da Luz nas Diferentes Espessuras Cerâmicas..	35
4.4 Seleção e Preparo dos Dentes.....	37
4.5 Desenho Experimental.....	38
4.6 Procedimento Restaurador e Obtenção dos Espécimes.....	38
4.7 Análise de Nanodureza (Hi) e Módulo de Elasticidade (Ei).....	40
4.8 Análise da Nanoinfiltração (NI).....	41
4.9 Análise Estatística.....	42
5. RESULTADOS.....	43
5.1 Análise da Atenuação da Luz nas Diferentes Espessuras Cerâmicas..	43
5.2 Análise de Nanodureza (Hi) e Módulo de Elasticidade (Ei).....	47
5.3 Análise da Nanoinfiltração (NI).....	49
6. DISCUSSÃO.....	52
7. CONCLUSÃO.....	58
REFERÊNCIAS.....	59
ANEXO A- PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	72

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, o desenvolvimento de novos materiais e técnicas restauradoras permitiu que a odontologia minimamente invasiva se tornasse um campo de grande interesse, devido à demanda por estética e biocompatibilidade junto com o desenvolvimento científico e tecnológico dos materiais utilizados (ASLAN; ULUDAMAR; OZKAN, 2019). Com isso, a utilização de sistemas CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) no tratamento protético tornou-se uma escolha frequente (BORBA; DE ARAUJO; DE LIMA; YOSHIMURA *et al.*, 2011).

Em geral, três tipos de restaurações indiretas utilizando o sistema CAD/CAM podem ser realizadas: cerâmicas a base de vidro, à base de óxidos e resinas indiretas (CONRAD; SEONG; PESUN, 2007). No entanto, devido a suas excelentes propriedades estéticas, ópticas e mecânicas (HARADA; RAIGRODSKI; CHUNG; FLINN *et al.*, 2016), cerâmicas à base de vidro como o dissilicato de lítio são comumente utilizadas, e foram projetadas na versão CAD, para se adequarem à nova tecnologia de processamento (GUESS; SCHULTHEIS; BONFANTE; COELHO *et al.*, 2011; LI; CHOW; MATINLINNA, 2014; RAPOSO; BORELLA; FERRAZ; PEREIRA *et al.*, 2019).

Uma chave para o sucesso das restaurações indiretas em dissilicato de lítio é a otimização do procedimento adesivo entre a cerâmica e o tecido dentário (KERN, 2015; SOARES; SOARES; PEREIRA; FONSECA, 2005). De fato, uma adesão ideal é obtida quando os tratamentos das superfícies são adequadamente realizados, diante da correta escolha e seleção do agente de cimentação e sua completa polimerização (LUHRS; PONGPRUEKSA; DE MUNCK; GEURTSSEN *et al.*, 2014; MORIMOTO; ALBANESI; SESMA; AGRA *et al.*, 2016). Assim, a seleção do cimento resinoso é um fator muito importante, pois ele desempenha um papel significativo na longevidade e estética das restaurações indiretas (EL-MOWAFY; BROCHU, 2002; PETRIDIS; ZEKERIDOU; MALLIARI; TORTOPIDIS *et al.*, 2012; VAN DEN BREEMER; VINKENBORG; VAN PELT; EDELHOFF *et al.*, 2017).

Devido ao maior tempo de trabalho, facilidade na limpeza do cimento residual, adequado tempo de polimerização e estabilidade de cor, os cimentos resinosos fotopolimerizáveis se tornaram a primeira escolha para a cimentação de restaurações

indiretas (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001). Entretanto, o protocolo de cimentação utilizando esses cimentos possui várias etapas, é complexo e bastante sensível; além disso, a transmissão de luz limitada decorrente da opacidade e espessura da restauração, influenciam diretamente a polimerização do cimento (JUNG; FRIEDL; HILLER; FURCH *et al.*, 2006) e consequentemente afetam as propriedades mecânicas e adesivas do cimento resinoso (D'ARCANGELO; ZAROW; DE ANGELIS; VADINI *et al.*, 2014; SILVA; NORONHA-FILHO; AMARAL; POSKUS *et al.*, 2013; SUH; FENG; PASHLEY; TAY, 2003).

Desta forma, foi sugerido que os cimentos resinosos fotopolimerizáveis sejam utilizados em restaurações indiretas com espessura inferior a 1,5 mm, pois o risco de polimerização inadequada aumenta à medida que a espessura da cerâmica aumenta (MYERS; CAUGHMAN; RUEGGERBERG, 1994). Nesse sentido, cimentos resinosos tipo dual são indicados especialmente quando a espessura do cimento, a posição do aparelho fotopolimerizador e espessura do material restaurador indireto não permitem que a luz polimerize adequadamente o cimento resinoso (PRICE; FELIX, 2009; RUEGGERBERG, 2011).

Os cimentos resinosos duais apresentam a reação de polimerização via radicais livres (iniciada pela fotoativação) e via reação ácido-base (polimerização química). Os dois mecanismos de polimerização não estão necessariamente integrados, no entanto, espera-se que as reações proporcionem total conversão dos monômeros em polímeros, para que as propriedades máximas do material sejam atingidas (PEGORARO; DA SILVA; CARVALHO, 2007).

Na tentativa de simplificar a técnica de cimentação e superar algumas limitações dos cimentos resinosos convencionais, os fabricantes desenvolveram os cimentos autoadesivos (GUARDA; GONÇALVES; CORRER; MORAES *et al.*, 2010). Esses cimentos combinam a facilidade de aplicação dos cimentos mais antigos com as propriedades mecânicas e capacidade de adesão aprimorada dos cimentos resinosos convencionais. A presença de monômeros ácidos funcionais, mecanismo de polimerização dupla e partículas capazes de neutralizar o baixo pH inicial são elementos clinicamente relevantes para sua escolha (MANSO; CARVALHO, 2017).

Embora inicialmente tenha sido pensado que os mecanismos de polimerização não eram interligados, já foi demonstrado que um adequado processo

de fotopolimerização é indispensável e que pode influenciar diretamente no grau de conversão dos cimentos autoadesivos (MANSO; CARVALHO, 2017; MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2008). Com isto, a intensidade de luz que atinge efetivamente o cimento varia de acordo com as características ópticas do material restaurador, como cor, opacidade, espessura e microestrutura da cerâmica (PACHECO; CARVALHO; ANDRÉ; AYRES *et al.*, 2019).

Vários estudos reportaram uma correlação entre a diminuição das propriedades mecânicas dos cimentos resinosos associada a espessura da cerâmica (ARRAIS; CHAGAS; MUNHOZ; OLIVEIRA *et al.*, 2014; CALGARO; FURUSE; CORRER; ORNAGHI *et al.*, 2013; DE SOUZA; BRAGA; CESAR; LOPES, 2015; KILINC; ANTONSON; HARDIGAN; KESERCIOGLU, 2011; KUGUIMIYA; RODE; CARNEIRO; ARANHA *et al.*, 2015; MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2006; PACHECO; CARVALHO; ANDRÉ; AYRES *et al.*, 2019; PASSOS; KIMPARA; BOTTINO; RIZKALLA *et al.*, 2014; SOARES; DA SILVA; FONSECA, 2006; YAN; KIM; KIM; KWON, 2010). No entanto, até o momento, a literatura é carente de trabalhos que avaliem o efeito da interposição de peças cerâmicas com diferentes espessuras na atenuação da luz e nas propriedades dos cimentos resinosos autoadesivos quando em contato com a dentina.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas Odontológicas

As cerâmicas foram introduzidas na Odontologia em meados de 1700, por um dentista francês chamado Chemant. Ele produziu o primeiro material dentário em porcelana, após os chineses já terem confeccionado cerâmicas com caulim (argila chinesa), sílica e feldspato, e constatarem a sua durabilidade e resistência ao manchamento (DELLA BONA, 2004). Com o passar do tempo houve uma melhora na produção dessas peças, até que em 1903, Charles Land descreveu uma técnica de preparo cavitário no dente para receber peças inlay feitas com porcelana feldspática de alta fusão, registrando uma das primeiras coroas cerâmicas na odontologia (ROSENBLUM; SCHULMAN, 1997).

Na década de 60, McLean e Hughes introduziram 40-50% de alumina em uma cerâmica, consistindo em um material com matriz vítrea e propriedades de resistência melhoradas. Entretanto, as deficiências clínicas como fragilidade e propagação de trincas, interromperam o uso desse material (GUESS; SCHULTHEIS; BONFANTE; COELHO *et al.*, 2011; SJOGREN; LANTTO; GRANBERG; SUNDSTROM *et al.*, 1999), e a partir disto, desenvolveram-se pesquisas que resultaram em uma cerâmica de vidro reforçada por leucita, mais conhecida como dissilicato de lítio. Esta cerâmica foi introduzida pela Ivoclar Vivadent na década de 90, e foi denominada IPS Empress (CATTELL; KNOWLES; CLARKE; LYNCH, 1999).

Apesar de representar uma boa evolução, a cerâmica IPS Empress não era muito indicada para próteses parciais fixas, por este motivo e buscando aumentar a resistência à fratura desses materiais, a Ivoclar Vivadent lançou em 1998 a cerâmica IPS Empress II, com aproximadamente 70% de cristais de dissilicato de lítio em volume (HEINTZE; CAVALLERI; FORJANIC; ZELLWEGER *et al.*, 2008; HOLLAND; SCHWEIGER; FRANK; RHEINBERGER, 2000).

Em 2005, surgiu a segunda geração de cerâmicas de dissilicato de lítio da Ivoclar Vivadent, com cristais menores e mais homogêneos, propriedades físicas e ópticas melhoradas, denominada de IPS e.max Press (DELLA BONA; KELLY, 2008; KERN; SASSE; WOLFART, 2012). Além da produção de núcleos cerâmicos, o aumento da resistência do IPS e.max Press para até 450 Mpa, permitiu ampliar sua indicação clínica para restaurações indiretas monolíticas, sem necessidade de revestimento (DENRY; HOLLOWAY, 2010).

Com o crescente avanço na implementação de tecnologias no projeto/processamento computadorizado (sistema CAD/CAM), houve a necessidade de criarem blocos cerâmicos destinados à produção de restaurações fresadas, e com isso surgiu o IPS e.max CAD- Ivoclar Vivadent (GUESS; SCHULTHEIS; BONFANTE; COELHO *et al.*, 2011; ZARONE; DI MAURO; AUSIELLO; RUGGIERO *et al.*, 2019).

Vários sistemas cerâmicos foram desenvolvidos ao longo desses anos, a fim de proporcionar maiores possibilidades de indicações, restaurações estéticas, biocompatíveis e duradouras (DENRY; HOLLOWAY, 2010). Atualmente são classificados de diversas formas, à depender: do uso, composição, método de processamento, microestrutura, translucidez e abrasividade (KELLY; BENETTI, 2011). Apesar de serem complementares, a classificação por composição é a que têm sido mais utilizada, porque permite que o clínico conheça a estrutura da cerâmica e saiba indicar a melhor para caso. Elas são divididas em: cerâmicas vítreas, policristalinas ou com matriz de resina (GRACIS; THOMPSON; FERENCZ; SILVA *et al.*, 2015).

As cerâmicas vítreas são predominantemente infiltradas por uma fase vítrea e devido a isso, são consideradas cerâmicas com excelentes propriedades estéticas e adesivas. São subdivididas em: feldspáticas, infiltradas por vidro de alumina, zircônia ou spinell e reforçadas por cristais de leucita ou dissilicato de lítio. As cerâmicas policristalinas podem ser reforçadas por alumina ou zircônia, e por possuírem pouca ou nenhuma fase vítrea, são consideradas cerâmicas mais resistentes. E as cerâmicas com matriz de resina ou híbridas, são infiltradas por matriz resinosa ou matriz polimérica com componentes inorgânicos (GRACIS; THOMPSON; FERENCZ; SILVA *et al.*, 2015; SPITZNAGEL; HORVATH; GUESS; BLATZ, 2014).

2.1.1 Dissilicato de lítio

A cerâmica de dissilicato de lítio é composta de uma fase vítrea e uma fase cristalina, que lhe concedem propriedades mecânicas favoráveis, além de ótimas propriedades estéticas (GUESS; SCHULTHEIS; BONFANTE; COELHO *et al.*, 2011; HARADA; RAIGRODSKI; CHUNG; FLINN *et al.*, 2016; MATINLINNA; VALLITTU, 2007). São muito utilizadas em coroas monolíticas estéticas, inlays, onlays, laminados e próteses fixas de até 3 elementos (FABIANELLI; POLLINGTON; PAPACCHINI; GORACCI *et al.*, 2010; KELLY; BENETTI, 2011).

Dados clínicos exibiram altas taxas de sucesso da cerâmica IPS e.max Press em onlays-100% após 3 anos (GUESS; STRUB; STEINHART; WOLKEWITZ *et al.*, 2009), coroas- 96,6% após 3 anos (ETMAN; WOOLFORD, 2010) e 93% após 8 anos (WOLFART; ESCHBACH; SCHERRER; KERN, 2009). Um dos motivos para isso é a sua biocompatibilidade com os tecidos dentais, principalmente quando a cerâmica recebe um polimento adequado (FORSTER; UNGVARI; GYORGYEY; KUKOVECZ *et al.*, 2014).

O módulo de elasticidade e a resistência à flexão da cerâmica também são importantes nesse processo. O que se sabe é que IPS e.max Press é semelhante ao sistema Empress II, mas a quantidade de fase cristalina na sua composição, faz com que as suas propriedades mecânicas sejam ligeiramente melhores (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2003). Além da excelente biocompatibilidade e de propriedades mecânicas melhoradas, o dissilicato de lítio também se destaca pela translucidez e propriedades estéticas semelhantes ao dente natural, que chega a ser 30% maior do que as cerâmicas de zircônia (BALDISSARA; LLUKACEJ; CIOCCA; VALANDRO *et al.*, 2010).

A vantagem do dissilicato ser uma cerâmica ácido-sensível, é que permite uma adesão à diferentes substratos através de ligações micromecânicas e químicas (ZARONE; DI MAURO; AUSIELLO; RUGGIERO *et al.*, 2019). O protocolo convencional para condicionamento dessas cerâmicas é a utilização de um ácido fluorídrico, que vai agir removendo a matriz vítrea, criando irregularidades nos cristais que possibilitam uma melhor ligação do agente de união (GUARDA; CORRER; GONCALVES; COSTA *et al.*, 2013; SALVIO; CORRER-SOBRINHO; CONSANI; SINHORETI *et al.*, 2007).

Muitos fatores podem interferir no tratamento de superfície da cerâmica, entre eles o polimento, o tempo e a concentração do ácido. Brum; Mazur; Almeida; Borges *et al.* (2011) estudaram o efeito do polimento das superfícies da cerâmica previamente ao ataque ácido e constataram que não há diferença estatística na resistência de união entre os grupos que receberam ou não polimento, e que o mais importante é o condicionamento com ácido fluorídrico.

Outros autores (WONG; TIAN; TSOI; BURROW *et al.*, 2017; XIAOPING; DONGFENG; SILIKAS, 2014) avaliaram a influência do tempo de condicionamento nas propriedades adesivas da cerâmica de dissilicato de lítio, e constataram que 20s

é o tempo ideal para garantir valores adequados de resistência flexural. Além de demonstrarem que o tempo prolongado de exposição ao ácido pode diminuir consideravelmente a resistência; e também promover danos relevantes à microestrutura interna do material, principalmente quando a espessura é baixa (MURILLO-GOMEZ; PALMA-DIBB; DE GOES, 2018; SUNDFELD; PALIALOL; FUGOLIN; AMBROSANO *et al.*, 2018).

A interação química entre a cerâmica e o agente de união também é importante para obter sucesso à longo prazo dessas restaurações, e o uso de um silano combinado com um monômero funcional (em especial o 10-MDP) têm se mostrado um importante aliado no processo de cimentação das peças (NEIS; ALBUQUERQUE; ALBUQUERQUE IDE; GOMES *et al.*, 2015; TAGUCHI; KOMINE; KUBOCHI; FUSHIKI *et al.*, 2018). Matinlinna e Vallittu (2007) mostraram em seu estudo que a utilização do silano promove uma ligação de dupla-reatividade entre matrizes orgânicas e inorgânicas, além de aumentarem a energia superficial da cerâmica, facilitando a penetração do adesivo.

Recentemente a cerâmica de dissilicato de lítio foi projetada para o processamento através do sistema CAD/CAM, sendo exposta a um processo de cristalização em duas etapas. Durante o primeiro estágio, os cristais são precipitados resultando em uma vitrocerâmica com aproximadamente 40% de cristais com tamanhos de 0,2-1,0mm. Esse bloco pré-cristalizado possui resistência à flexão de 130 a 150 Mpa, que permite uma usinagem simplificada e ajuste oclusal intraoral. O processo final é caracterizado pela cristalização à 850°C, e volume de cristais de aproximadamente 70%, resultando em uma resistência à flexão de 350 Mpa (FASBINDER; DENNISON; HEYS; NEIVA, 2010; GUESS; SCHULTHEIS; BONFANTE; COELHO *et al.*, 2011; HOLLAND; SCHWEIGER; WATZKE; PESCHKE *et al.*, 2008).

Os blocos estão disponíveis em várias cores, que são obtidas pela dispersão do corante na matriz vítrea, e em diferentes graus de translucidez, com base no tamanho e distribuição dos cristais na matriz vítrea (ZARONE; DI MAURO; AUSIELLO; RUGGIERO *et al.*, 2019). Ainda não há um consenso na literatura à respeito da comparação das propriedades mecânicas de IPS e.max Press e IPS e.max CAD, mas alguns autores relatam que são similares, demonstrando que o processo de fabricação não interferiu nas propriedades mecânicas (BELLI; GEINZER;

MUSCHWECK; PETSCHILT *et al.*, 2014; FABIAN FONZAR; CARRABBA; SEDDA; FERRARI *et al.*, 2017; FURTADO DE MENDONCA; SHAHMORADI; GOUVEA; DE SOUZA *et al.*, 2019}. Até o momento estudos mostram que as coroas monolíticas têm força e resistência à fadiga adequadas para serem usadas em região posterior (CHOI; KIM; BAE; BAE *et al.*, 2017; DOGAN; GORLER; MUTAF; OZCAN *et al.*, 2017; KIM; LEE; PARK; RYU, 2013; SILVA; THOMPSON; VALVERDE; COELHO *et al.*, 2011).

2.2 Cimentos resinosos

Um dos fatores que contribuem para o sucesso clínico de restaurações indiretas é o processo de cimentação. Para cada caso é importante que haja um planejamento, visando selecionar o melhor material e a melhor técnica para obter bons resultados (WALKER; SPENCER; DAVID EICK, 2003). Os cimentos empregados em procedimentos clínicos devem considerar alguns fatores como: biocompatibilidade, viscosidade adequada, baixa sorção e solubilidade em água, boas propriedades físico-químicas e mecânicas, entre outros (KUGUIMIYA; ALVES; SEABRA; SARMENTO *et al.*, 2010; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Por muito tempo, o fosfato de zinco foi o cimento de eleição de muitos cirurgiões-dentistas. No entanto, possui desvantagens como baixa adesão, alta solubilidade em fluídos orais e estética desfavorável, o que faz com que atualmente ele seja usado apenas em casos específicos (MANSO; SILVA; BONFANTE; PEGORARO *et al.*, 2011; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Os cimentos de ionômero de vidro se tornaram uma opção em alguns casos, devido às suas vantagens como capacidade de ligação físico-química à estrutura dental, baixo coeficiente de expansão térmica e liberação de flúor à longo prazo. Porém, possui baixa resistência mecânica, o que contraindica sua utilização em áreas com altas cargas oclusais (YIU; TAY; KING; PASHLEY *et al.*, 2004).

Com o desenvolvimento de pesquisas laboratoriais e clínicas, surgiram os cimentos resinosos, que apresentam inúmeras vantagens como melhores propriedades físicas, mecânicas e estéticas que os cimentos convencionais, e por isso têm sido amplamente utilizados (VROCHARI; ELIADES; HELLWIG; WRBAS, 2009). O maior tempo de trabalho e manipulação desses cimentos também favorecem o seu uso em restaurações indiretas, sendo um fator relevante para se tornar o cimento de escolha da grande maioria dos dentistas (MANSO; SILVA; BONFANTE; PEGORARO *et al.*, 2011).

Os cimentos resinosos possuem uma composição química semelhante à resina. Usam como base monomérica o Bis-GMA (Bisfenol A-metacrilato de glicidila), TEGDMA (Trietilen Glicol Dimetacrilato) e UDMA (Uretano dimetacrilato); mas apresentam menor quantidade de carga para garantir maior fluidez, o que permite que sejam empregados em diferentes tipos de substratos como esmalte, dentina e materiais restauradores. São divididos em três grupos principais: quimicamente ativados, fisicamente ativados/ fotoativados e de dupla polimerização (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002).

Os quimicamente ativados possuem uma pasta base com peróxido de benzoíla e uma pasta catalizadora com amina terciária em sua composição, responsáveis por promover uma reação química de polimerização, independente da presença de luz. Dessa forma, são indicados para cimentação de restaurações indiretas opacas ou espessas e núcleos onde a luz não é capaz de alcançar (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002).

Os fotoativados possuem em sua composição fotoiniciadores que são fundamentais para o início da polimerização. Como essa reação só acontece após os fotoiniciadores serem expostos à luz, possuem a vantagem de ter um maior tempo de trabalho e maior facilidade no manuseio e adaptação das restaurações indiretas. Contudo, sua desvantagem é que o uso é limitado à restaurações mais translúcidas e menos espessas (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002; HOFMANN; PAPSTHART; HUGO; KLAIBER, 2001).

Os cimentos de dupla polimerização associam os dois processos já descritos, porque a reação se inicia através dos fotoiniciadores presentes na sua composição, e é concluída com a associação do peróxido de benzoíla e da amina terciária, promovendo a completa polimerização do cimento. Dessa forma, são indicados na maioria dos casos de inlays, onlays, coroas totais de compósitos ou cerâmica e pinos intrarradiculares (HOFMANN; PAPSTHART; HUGO; KLAIBER, 2001; MANSO; SILVA; BONFANTE; PEGORARO *et al.*, 2011).

Apesar de agirem independentemente um do outro, é importante ressaltar que há uma interação entre a parte química e a parte física dos cimentos duais. A dinâmica de formação de radicais livres e a conversão dos monômeros podem influenciar na formação das cadeias poliméricas, e conseqüentemente, interferirem no grau de conversão do cimento (PEGORARO; DA SILVA; CARVALHO, 2007). Se o grau de

conversão for deficiente, pode resultar em alterações nas propriedades mecânicas e adesivas (ARRAIS; GIANNINI; RUEGGEBERG; PASHLEY, 2007), portanto é imprescindível que o clínico siga o protocolo recomendado pelo fabricante, para garantir um bom desempenho do cimento resinoso (DE MUNCK; VARGAS; VAN LANDUYT; HIKITA *et al.*, 2004).

O protocolo de cimentação utilizando cimentos resinosos duais possui várias etapas, é complexo e bastante sensível, sendo influenciado por fatores como: a habilidade do operador, o tratamento do substrato e do material, a temperatura intrabucal, a hidrofiliabilidade do cimento, entre outros (TAY; SUH; PASHLEY; PRATI *et al.*, 2003). Na tentativa de simplificar a técnica de cimentação e reduzir os passos clínicos, nos anos 2000 um novo grupo de cimentos resinosos foi introduzido no mercado, e são os cimentos resinosos autoadesivos (GUARDA; GONÇALVES; CORRER; MORAES *et al.*, 2010; VROCHARI; ELIADES; HELLWIG; WRBAS, 2009). Eles dispensam a etapa de condicionamento dental e aplicação de sistema adesivo, portanto há uma redução na sensibilidade da técnica e otimização do tempo clínico (DE MUNCK; VARGAS; VAN LANDUYT; HIKITA *et al.*, 2004; YANG; LUDWIG; ADELUNG; KERN, 2006). Além disso, promovem uma remoção parcial da smear layer, limitando a abertura dos túbulos dentinários e, conseqüentemente, reduzindo a sensibilidade pós-operatória (CANTORO; GORACCI; CONIGLIO; MAGNI *et al.*, 2011).

2.2.1 Cimentos resinosos autoadesivos

A composição básica de um cimento resinoso autoadesivo consiste em uma matriz orgânica com monômeros metacrilatos convencionais (Bis- GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA), monômeros ácidos (4-META, 4-MET, PMGDM, Fenil-P e 10-MDP), partículas de carga inorgânica (quartzo, vidro de bário, sílica), sistema de ativação (química- amina terciária e peróxido de benzoíla, e física- fotoiniciadores), inibidores de polimerização e água (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011).

O Bis-GMA é uma molécula de cadeia longa, em que suas duplas ligações de carbono (C) clivam-se durante a reação de polimerização, permitindo que um monômero se ligue a outro. Seus grupos hidroxílicos concedem maior viscosidade para o cimento, mas é necessário misturá-lo com monômeros diluentes (como o TEGDMA), que apresentam menor peso molecular e promovem o equilíbrio para

permitir adequada manipulação do cimento (SIDERIDOU; TSERKI; PAPANASTASIOU, 2003).

Já os monômeros funcionais ácidos são compostos por derivados do ácido fosfórico e ácidos metacrilatos, que são os responsáveis por fazer a desmineralização parcial do substrato dentinário e contribuir para a adesão do cimento (GUARDA; GONÇALVES; CORRER; MORAES *et al.*, 2010). A concentração desses monômeros deve ser relativamente baixa e equilibrada, para evitar a excessiva hidrofiliidade no polímero, mas em quantidade suficiente para promover o condicionamento dos substratos (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011).

O baixo pH e alta hidrofiliidade desses cimentos permitem que ele atue como um material autocondicionante durante a reação inicial de presa (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011). Essa acidez do cimento é neutralizada durante a polimerização, quando o cimento reage quimicamente com o substrato dentário, o tornando mais hidrofóbico (GERTH; DAMMASCHKE; ZUCHNER; SCHAFER, 2006; MADRUGA; OGLIARI; RAMOS; BUENO *et al.*, 2013; ROEDEL; BEDNARZIG; BELLI; PETSCHILT *et al.*, 2017).

A sorção de um cimento resinoso tem impacto importante na durabilidade de uma restauração indireta. Os materiais que estão mais propensos à absorção de água podem enfraquecer a restauração em um curto período de tempo, levando à fratura. A quantidade de componentes hidrofílicos e a quantidade de monômeros ácidos, desempenham um papel importante sobre estas propriedades (KERBY; KNOBLOCH; SCHRICKER; GREGG, 2009; ZORZIN; PETSCHILT; EBERT; LOHBAUER, 2012). Os cimentos autoadesivos são mais propensos à absorção de água do que os convencionais, e isso é determinado pela quantidade de grupos ácidos que não foram neutralizados (VROCHARI; ELIADES; HELLWIG; WRBAS, 2010).

Além disso, presença dos monômeros funcionais ácidos também pode comprometer a reação de cura, porque apresentam uma taxa de polimerização inicial atrasada, que pode durar de 24h à 7 dias, dependendo do cimento (BAENA; FUENTES; GARRIDO; RODRIGUEZ *et al.*, 2012). Ainda, a proporção de componentes de autopolimerização e fotopolimerização presentes em cada um dos cimentos, podem influenciar diretamente o grau de conversão desses monômeros (MANSO; CARVALHO, 2017).

Os cimentos autoadesivos apresentam a reação de polimerização semelhante aos demais cimentos resinosos de cura dual, que é a polimerização via radicais livres (iniciada pela fotoativação) e a reação ácido-base. A reação de polimerização pode ocorrer por adição (reação em cadeia onde os monômeros se ligam um de cada vez) ou por condensação (reação em etapas, em que os componentes são simultaneamente reativos) (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011). Essa característica faz com que sejam um cimento com tempo de trabalho adequado, e espera-se que as reações se complementem, proporcionando total conversão dos monômeros em polímeros e, conseqüentemente, atingindo as propriedades máximas do material (PEGORARO; DA SILVA; CARVALHO, 2007).

Sabe-se que o grau de conversão dos monômeros é muito importante para garantir as propriedades físicas, mecânicas e adesivas dos cimentos. No entanto, a reação de polimerização também pode ser influenciada por outros fatores como a composição de cada cimento, o conteúdo das partículas inorgânicas, a temperatura e a intensidade da luz do fotopolimerizador, o tempo de polimerização e a densidade de energia (AGUIAR; DI FRANCESCANTONIO; AMBROSANO; GIANNINI, 2010; ARRAIS; RUEGGEBERG; WALLER; DE GOES *et al.*, 2008; OLIVEIRA; CESAR; GIANNINI; RUEGGEBERG *et al.*, 2012).

Aguiar; De Oliveira; Arrais; Ambrosano *et al.* (2015) avaliaram o efeito da fotopolimerização no grau de conversão de cimentos resinosos de cura dual e seus efeitos nas propriedades mecânicas do mesmo. Testaram três formas de polimerização, sendo uma delas a autopolimerização, a exposição direta à luz do fotopolimerizador, e a fotoativação através de um disco de resina, e constataram, que os cimentos resinosos alcançaram grau de conversão e propriedades mecânicas superiores quando foram fotopolimerizados, mesmo com a atenuação do disco de resina.

O mecanismo de adesão desses materiais consiste em uma interação química e mecânica entre o dente e a estrutura a ser cimentada. Na dentina, os monômeros funcionais fosfatados são capazes de se unir quimicamente à hidroxiapatita, resultando em um mecanismo adicional de retenção, apesar de não apresentarem uma camada híbrida visível (MANSO; SILVA; BONFANTE; PEGORARO *et al.*, 2011). No entanto, no esmalte promovem menor hibridização interprismática, fazendo com que as forças de adesão sejam mais fracas e necessitando, muitas vezes, de

condicionamento ácido prévio para melhorar a resistência de união (DE MUNCK; VARGAS; VAN LANDUYT; HIKITA *et al.*, 2004; HIKITA; VAN MEERBEEK; DE MUNCK; IKEDA *et al.*, 2007).

Por serem uma categoria relativamente nova de cimentos resinosos, não há estudos clínicos na literatura que reportem o desempenho dos cimentos resinosos autoadesivos à longo prazo. Mas trabalhos como o de Peumans; Voet; De Munck; Van Landuyt *et al.* (2013) que avaliaram o comportamento clínico de inlays e onlays de cerâmicas reforçadas com leucita, cimentadas com cimento autoadesivo com e sem aplicação prévia de ácido fosfórico em esmalte, constataram após 4 anos de acompanhamento que as restaurações tiveram 97% de taxa de sucesso. Dessa forma, concluíram que os cimentos resinosos autoadesivos podem ser recomendados para esse tipo de restauração, e que o condicionamento seletivo de esmalte não melhorou o desempenho clínico nesse período. Resultado semelhante foi obtido por Baader; Hiller; Buchalla; Schmalz *et al.* (2016), que utilizaram o mesmo protocolo e acompanharam as restaurações de cerâmica feldspática por 6,5 anos, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre o condicionamento prévio ou não com ácido fosfórico.

2.3 Espessura cerâmica vs. Cimentos resinosos

Quando a fotoativação de um cimento resinoso é realizada, a luz visível que atinge a coroa é transmitida através da restauração, sendo parte dela absorvida e parte refletida na superfície (PICK; GONZAGA; JUNIOR; KAWANO *et al.*, 2010). Com isso, a intensidade de luz que atinge efetivamente o cimento varia de acordo com as características ópticas do material, como cor, opacidade, espessura e microestrutura da cerâmica. Quanto maior a espessura, menor a intensidade de luz atingindo a camada de cimento e isso pode comprometer as propriedades do material (SOARES; DA SILVA; FONSECA, 2006; YAN; KIM; KIM; KWON, 2010).

A microestrutura de cada cerâmica também influencia muito na quantidade de luz que é transmitida pela restauração (CALGARO; FURUSE; CORRER; ORNAGHI *et al.*, 2013). As cerâmicas com maior número de centros de dispersão de luz (interface entre diferentes fases microestruturais, fases com diferentes índices de refração e poros) tendem a ser mais opacas e bloquear a luz visível, portanto, podem comprometer a intensidade de polimerização física do cimento resinoso (HEFFERNAN; AQUILINO; DIAZ-ARNOLD; HASELTON *et al.*, 2002; PICK;

GONZAGA; JUNIOR; KAWANO *et al.*, 2010}. Em áreas onde não há luz suficiente, espera-se que a interação entre amina terciária e o peróxido de benzoíla seja suficiente para garantir a polimerização. No entanto, quando a fotopolimerização não é adequada, os cimentos resinosos duais podem apresentar um baixo grau de conversão (GC), que implica em menor dureza, maior solubilidade e menor resistência adesiva à dentina, em comparação aos cimentos fotopolimerizados adequadamente (DE SOUZA; BRAGA; CESAR; LOPES, 2015; SVIZERO NDA; SILVA; ALONSO; RODRIGUES *et al.*, 2013).

Ao longo do tempo, muitos trabalhos têm registrado essa interação. El-Badrawy e El-Mowafy (1995) registraram a influência da polimerização através de espessuras de cerâmica na dureza de cimentos resinosos duais, e constataram que a dureza do cimento reduziu significativamente quando foi utilizada uma espessura de 2 a 3mm ou mais. Outros trabalhos como de Meng; Yoshida e Atsuta (2006) e (2008) também confirmaram isso em seus estudos, em que avaliaram a dureza Knoop (KHN), grau de conversão, resistência à flexão e módulo de elasticidade de três cimentos resinosos de cura dual, fotopolimerizados através de diferentes espessuras cerâmicas (1-5mm) e constataram que todas as propriedades tiveram valores inferiores com a sobreposição de uma maior espessura cerâmica.

Kilinc; Antonson; Hardigan e Kesercioglu (2011) avaliaram o efeito de espessuras cerâmicas (1-4mm) e diferentes cores (ETC1, ETC2, ETC3 e ETC4) da cerâmica IPS Empress Esthetic- Ivoclar Vivadent na microdureza Vickers de cimentos duais e cimentos fotopolimerizáveis. E concluíram que a tonalidade da cerâmica não influenciou muito os resultados, no entanto, a espessura de 3 e 4mm afetaram substancialmente a microdureza dos cimentos resinosos, principalmente os fotopolimerizáveis. Estudo semelhante realizado por Passos *et al.* (2014) avaliou a influência de duas espessuras cerâmicas Vitablocks Mark II (1 e 3mm) e seis tonalidades cerâmicas (bleaching, A1, A2, A3, A3,5 e B3) na dureza knoop, densidade e módulo de elasticidade de um cimento dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent), e constataram que, a tonalidade da cerâmica influenciou nos resultados, pois melhor foi o módulo de elasticidade obtido quando a tonalidade bleaching e a espessura de 1mm foram utilizadas; enquanto a dureza só foi influenciada quando uma cerâmica de 3mm com tonalidade A3,5 foi testada. Concluíram, portanto, que o método de ativação da luz não pode ser o mesmo para todas as situações clínicas.

Calgaro; Furuse; Correr; Ornaghi *et al.* (2013) também avaliaram o efeito da fotoativação através de cerâmicas com diferentes espessuras, composições e translucidez, no grau de conversão (GC) e dureza KNH de cimentos resinosos fotopolimerizados e de cura dual. Utilizaram filmes finos de cimento fotopolimerizados através de cerâmica feldspática (FP); vitrocerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez (e.max-LT), opacidade média (e.max-MO) e alta translucidez (e.max-HT); compósito de alumina infiltrada por vidro (IC) e zircônia policristalina (ZR) com espessuras de 1,5 e 2,0mm. O GC foi analisado por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), e observou-se que o cimento fotopolimerizável apresentou maior GC (61,9%) do que o cimento dual (55,7%). Com relação às cerâmicas, os valores variaram da seguinte forma: FP (65,4%), e.max-HT (65,1%), e.max-LT (31,8%), e.max-MO (60,9%), ZR (54,8%) e IC (44,9%). Para a dureza KNH o cimento fotopolimerizável teve um menor valor (22,0) quando comparado ao cimento dual (25,6); sendo que os cimentos fotopolimerizados através da espessura de 1,5mm apresentaram KNH maior (26,2) do que a espessura de 2,0mm (21,3). Dessa forma, concluíram que as propriedades físicas e mecânicas dos cimentos resinosos podem ser afetadas pela espessura e microestrutura do material cerâmico interposto durante a fotoativação.

Arrais; Chagas; Munhoz; Oliveira *et al.* (2014) avaliaram o GC de dois cimentos autoadesivos (SARCs) utilizando análise de FTIR, e polimerizados sob diferentes temperaturas e diferentes condições de cura. Foram utilizados os cimentos RelyX U100 (U100, 3M ESPE) e Maxcem Elite (MX, Kerr Corporation) misturados à temperatura ambiente de 25°C ou aquecidos à 28°C e 32°C para simular a temperatura da superfície do dente preparada. Os cimentos foram polimerizados por três diferentes condições, sendo elas: exposição direta à luz através de uma lâmina de vidro (DLE), exposição através de um disco de cerâmica IPS e.max cor A2 com 1,5mm de espessura (CO) ou autopolimerizável (SC). Observaram que ambas as temperaturas simuladas (de 28°C e 32°C) aumentaram o GC em todos os grupos do MX e nos grupos CO e SC do U100. Portanto, fazer com que o cimento resinoso seja polimerizado em temperaturas mais altas que a temperatura ambiente, pode aumentar o GC dos mesmos, principalmente no modo SC.

O grau de conversão de cimentos resinosos autoadesivos quando fotopolimerizados por 20s pode ser de aproximadamente 37% (VROCHARI;

{ELIADES; HELLWIG; WRBAS, 2009}, enquanto a polimerização por 40s eleva o GC para 58% {KUMBULOGLU; LASSILA; USER; VALLITTU, 2004}, evidenciando que há uma relação direta da intensidade de luz com o GC do cimento. Portanto, quando restaurações espessas e/ou opacas são empregadas, recomenda-se um tempo maior de exposição à luz {SANTOS; EL-MOWAFY; RUBO; SANTOS, 2004}. Além disso, a transmitância da luz é dependente de comprimentos de onda emitidos pelos fotopolimerizadores. O LED convencional, apesar de apresentar uma intensidade de luz relativamente baixa, ele emite uma média de comprimento de onda maior, e por isso pode melhorar a capacidade de ativação de cimentos resinosos em restaurações indiretas {PASSOS; KIMPARA; BOTTINO; RIZKALLA *et al.*, 2014}.

Watanabe; Kazama; Asai; Kanaya *et al.* {2015} avaliaram a capacidade de diodos emissores de luz de alta intensidade (LED) e outras unidades de cura, de manterem uma polimerização adequada dos cimentos resinosos duais através de materiais cerâmicos. Foram utilizadas cerâmicas feldspáticas com espessuras de 1, 2 e 3mm; e um fotopolimerizador de halogênio (Jetlite 3000, Morita), um LED de segunda geração (Demi, Kerr) e um de alta intensidade (VALO, Ultradent). Amostras de cimento Clearfil Esthetic Cement (Kuraray) foram fotopolimerizados diretamente (grupo controle) ou através das espessuras cerâmicas, utilizando diferentes tempos de ativação. Foi observado que a dureza do cimento reduziu com o aumento da espessura cerâmica, e aumentou à medida que o período de fotoativação foi estendido. E que as unidades de LED de alta intensidade requerem um tempo menor de exposição, para obter valores de dureza semelhantes ao observado durante a irradiação direta.

Alguns autores observaram que a exposição do cimento dual à luz de alta intensidade pode aumentar sua viscosidade mais rapidamente, dificultando a migração de componentes radicais ativos responsáveis por maior polimerização. E quando esses LEDs foram utilizados num tempo mais curto para fotoativar cimentos resinosos entre amostras de cerâmicas de dissilicato de lítio e dentina, foi observado uma resistência adesiva inferior. No entanto, observaram que conforme a energia geral fornecida foi aumentada devido ao maior tempo de exposição, houve uma melhora no GC e uma diminuição da tensão na interface do substrato cimentado, melhorando a qualidade da ligação {KOMORI; DE PAULA; MARTIN; TANGO *et al.*, 2010; NALCACI; KUCUKESMEN; ULUDAG, 2005}.

Kuguimiya; Rode; Carneiro; Aranha *et al.* [2015] avaliaram a dureza de um cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200) e um cimento de cura dual convencional (RelyX ARC), por meio de um teste de nanoindentação, sendo curados com diferentes unidades de fotopolimerização e diferentes comprimentos de onda: Elipar Freelight 2 LED (430 a 480 nm, convencional), LED Bluephase (380-515 nm, polywave), AccuCure 3000 Laser (488 nm). Foram utilizadas superfícies dentinárias de incisivos bovinos e dois materiais para simular as restaurações indiretas: IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) e resina composta indireta (SR Adoro, Ivoclar Vivadent). No grupo controle positivo, os cimentos foram polimerizados sem a interposição do material restaurador indireto; enquanto o controle negativo, não foi realizada a fotopolimerização após a cimentação do material restaurador indireto, de modo que ocorresse apenas polimerização química. Observaram que o uso de um LED polywave não diferiu significativamente de outras unidades de fotopolimerização; no entanto, somente os LEDs foram capazes de manter o mesmo grau de polimerização do cimento quando um material restaurador indireto foi usado. Além disso, a dureza dos cimentos foi influenciada negativamente pela interposição desses materiais.

O sucesso clínico de uma restauração indireta não é atribuído apenas ao GC do cimento resinoso ou às suas propriedades mecânicas, pois existem outros aspectos que determinam o desempenho clínico das próteses dentárias. No entanto, garantir um alto GC é fundamental para obter o melhor das propriedades químicas e físicas do cimento resinoso, além de ser um fator crítico para a biocompatibilidade. Ao executar um procedimento de cimentação, deve-se observar as características do material restaurador indireto a ser empregado, os modos de cura e a melhor técnica de fotopolimerização, para que o melhor sistema de cimentação seja empregado, atendendo as necessidades individuais de cada caso clínico (DE SOUZA; BRAGA; CESAR; LOPES, 2015).

3. PROPOSIÇÃO

Objetivo geral:

Avaliar a influência de diferentes espessuras cerâmicas na atenuação da luz, sobre as propriedades mecânicas e de nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos.

Objetivos específicos:

-Analisar a atenuação da luz nas diferentes espessuras cerâmicas e cimentos resinosos autoadesivos;

-Avaliar a influência da interposição de cerâmicas com diferentes espessuras nas propriedades mecânicas (nanodureza e módulo de elasticidade) dos cimentos resinosos autoadesivos, através do teste de nanoindentação;

- Avaliar a influência da interposição de cerâmicas com diferentes espessuras na nanoinfiltração da interface formada entre os cimentos resinosos autoadesivos e à dentina através da microscopia eletrônica de varredura.

4. MATERIAL E MÉTODOS

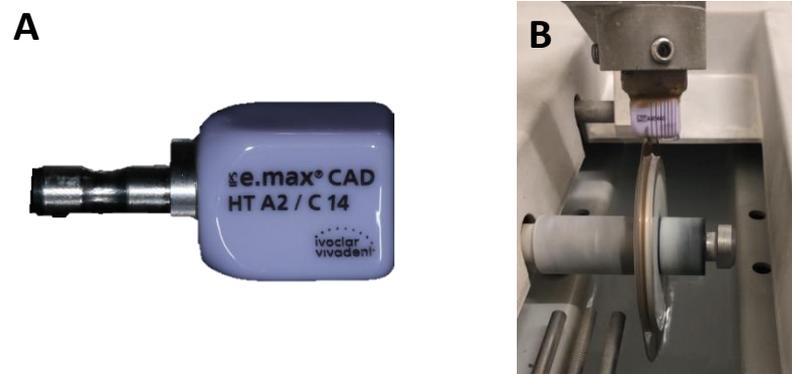
4.1 Materiais utilizados

Para este trabalho, foram utilizados três cimentos resinosos autoadesivos, Maxcem Elite (MAX, Kerr Corporation, West Collins Avenue, Orange, CA, EUA), Multilink Speed (MTL, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan Liechtenstein) e RelyX U200 (U200, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). E seis blocos cerâmicos de dissilicato de lítio IPS e.max® CAD (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan Liechtenstein) pastilha HT A2/ C14 (Quadro 1).

4.2 Preparo dos blocos cerâmicos

Os blocos cerâmicos de dissilicato de lítio IPS e.max® CAD foram cortados em uma máquina de cortes ISOMET (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 1) para obtenção de aproximadamente 4 fatias por bloco com espessura de 1,5mm e 3 fatias com espessura de 2,0mm, confirmadas por um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tóquio, Japão).

Figura 1- (A) Bloco cerâmico IPS e.max CAD HT A2/ C14- Ivoclar Vivadent. (B) Corte e obtenção das fatias cerâmicas com disco diamantado na máquina de corte ISOMET



Fonte: A autora

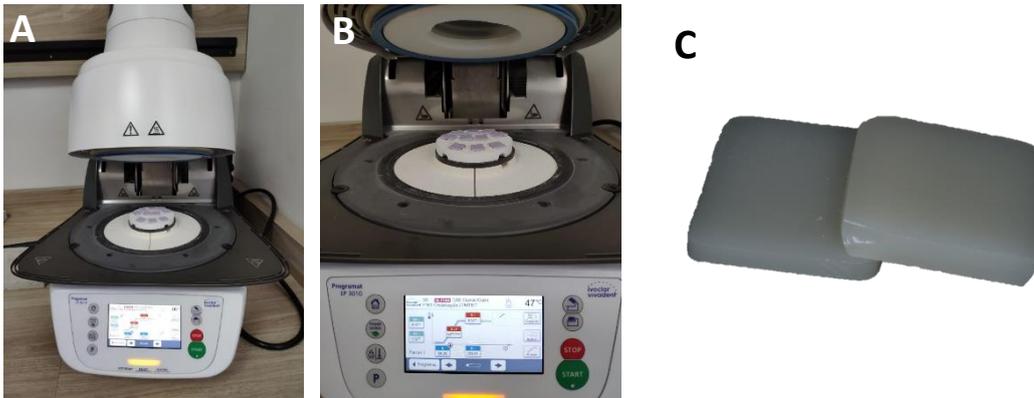
As fatias foram cristalizadas (Figura 2C) em um forno cerâmico da Ivoclar Vivadent (Programat EP 3010) à 840-850°C (1544-1562°F), em um ciclo de aproximadamente 20 a 30 minutos (Figura 2A e 2B). A espessura foi mantida e conferida através de um paquímetro digital (Figura 3).

Quadro 1- Materiais utilizados, fabricante, composição e cor utilizada

Materiais utilizados	Fabricante	Composição	Cor
<p>Maxcem Elite</p> 	<p>Kerr Corporation, West Collins Avenue, Orange, CA, EUA</p>	<p>30-60% Vidro de aluminoborossilicato de bário. 10-30% Trifluoreto de Itérbio. 5-10% 1,6-hexanediyil bismethacrylate. 5-10% 2- -hidroxi-1,3-propanodiil bismetacrilato. 1-5% de bis-metacrilato de 7,7,9 (ou 7,9,9) -trimetil-4,13-dioxo-3,14dioxo-5,12-diaza-hexadecano-1,16-diil. 1-5% 3-metacrilato de trimetoxissililpropilo. 1-5% sílica. Ativadores, estabilizadores e pigmento</p>	<p>Transparente</p>
<p>Multilink Speed</p> 	<p>Ivoclar-Vivadent, AG, Schaan Liechtenstein</p>	<p>25-50% Trifluoreto de Itérbio; 10- <25% Dimetacrilato de uretano; ≤10% Dimetacrilato de trietileno glicol; 3- <10% Éster de ácido fosfórico metacrilato; 1- <2,5% Dimetacrilato de polietileno glicol; 0,3-1% Peróxido de dibenzoílo. Partículas inorgânicas, iniciadores, estabilizadores e pigmentos.</p>	<p>Transparente</p>
<p>RelyX U200</p> 	<p>3M ESPE, St. Paul, MN, EUA</p>	<p>45-55% Pó de vidro (65997-17-3), superfície modificada com 2-propenóico, 2 metil-.3- (trimetoxissilil) propílico (2530-85-0) e feniltrimetoxi silano (2996-92-1), material a granel. 20-30% 2-Ácido propenóico, 2-metil-, 1,1 '- [1(hidroximetil) -1,2-etanodiil] éster, produtos da reação com 2-hidroxi-1,3-propanodiildimetacrilato e óxido de fósforo. 10-20% Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA). 1-10% Sílica tratada de silano. <3% Óxidos de vidro químico (não fibrosos). <3% Persulfato de sódio. <0,5% Terc-butil 3,5,5-trimetil peroxihexanoato. <0,1% Ácido acético, sla de cobre (2+) monohidratado. 70% em peso de partículas inorgânicas menores do que 12,5 micrômetros, íons cálcio silanizados, alumina, estrôncio, partículas de flúor, aminas alcalinas (iniciadores), estabilizadores e pigmentos</p>	<p>A2</p>
<p>IPS e.max® CAD HT A2/C14</p>	<p>Ivoclar-Vivadent, AG, Schaan Liechtenstein</p>	<p>SiO₂, Li₂O, K₂O, MgO, Al₂O₃, P₂O₅ e outros óxidos.</p>	<p>HT A2</p>

Fonte: O fabricante

Figura 2- (A) Fatias cerâmicas posicionadas no forno cerâmico Programat EP 3010 (Ivoclar Vivadent). (B) Ciclo e temperatura programada no forno. (C) Cerâmicas com espessuras de 1,5 (à esquerda) e 2,0mm (à direita) após a cristalização



Fonte: A autora

Figura 3- Espessuras cerâmicas conferidas através de um paquímetro digital



Fonte: A autora

4.3 Análise da atenuação da luz nas diferentes espessuras cerâmicas

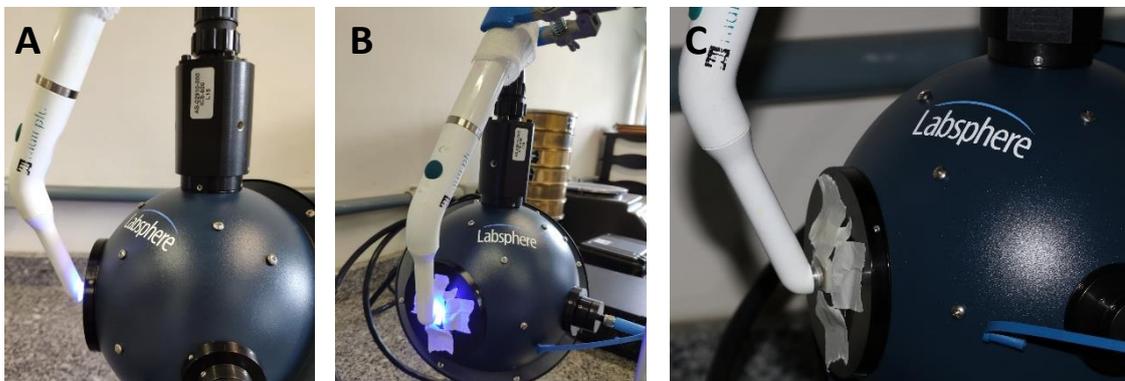
Para avaliar a irradiância (mW/cm^2) emitida pelo aparelho fotopolimerizador monowave Raddi-Plus® (SDI Limited, Bayswater, Victoria, Austrália) e transmitida através das diferentes espessuras cerâmicas, foi utilizado um espectrofotômetro FLAME-S-VIS-NIR miniatura (Ocean Optics, Inc, Dunedin, FL, EUA) conectado à fibra óptica UV/VIS 300 micrometros e acoplado à esfera integradora (Lapsphere CSTM-LMS-060-SL, Sutton, NH, EUA) com abertura de 0,8mm.

O objetivo da esfera é obter informações quantitativas sobre o fluxo luminoso da fonte, coordenadas de cromaticidade, índice de reprodução de cores, potência da radiação e sua distribuição espectral da potência com maior acuracidade. A parte interna da esfera é composta por um material difusor, capaz de espalhar a luz incidente para todos os ângulos e um detector, que envia essas informações para o

espectrômetro através de uma fibra óptica. A iluminação indireta que atinge o interior da esfera é proporcional ao fluxo luminoso da fonte, e o espectrômetro determina esses espectros dentro dos diferentes comprimentos de onda (PEREIRA, 2015).

A parte externa da esfera possui uma abertura onde a fonte luminosa deve ser posicionada. Dessa forma, o fotopolimerizador foi fixado em um dispositivo, para que a ponteira estivesse paralela à essa abertura e foi ativado durante 40s (grupo controle). Cinco medidas foram obtidas entre 425-490nm, dividindo a potência total emitida (mW) pela área óptica da ponteira do fotopolimerizador (ARRAIS; RUEGGERBERG; WALLER; DE GOES *et al.*, 2008). Na sequência, as cerâmicas com espessuras de 1,5mm e 2,0mm foram colocadas entre o fotopolimerizador e a abertura da esfera. Como o diâmetro da ponteira do fotopolimerizador é menor do que o diâmetro das cerâmicas, ele foi posicionado bem no centro, de forma que a luz incidisse exatamente no diâmetro da abertura da esfera. A fotoativação foi realizada por 40s para, novamente, cinco medidas de cada espessura serem obtidas (Figura 4).

Figura 4- Em A o fotopolimerizador Radii-Plus® posicionado paralelamente à esfera integradora Labsphere. Em B durante a ativação do fotopolimerizador para fazer as leituras, e em C a interposição de uma espessura cerâmica entre o fotopolimerizador e a abertura da esfera

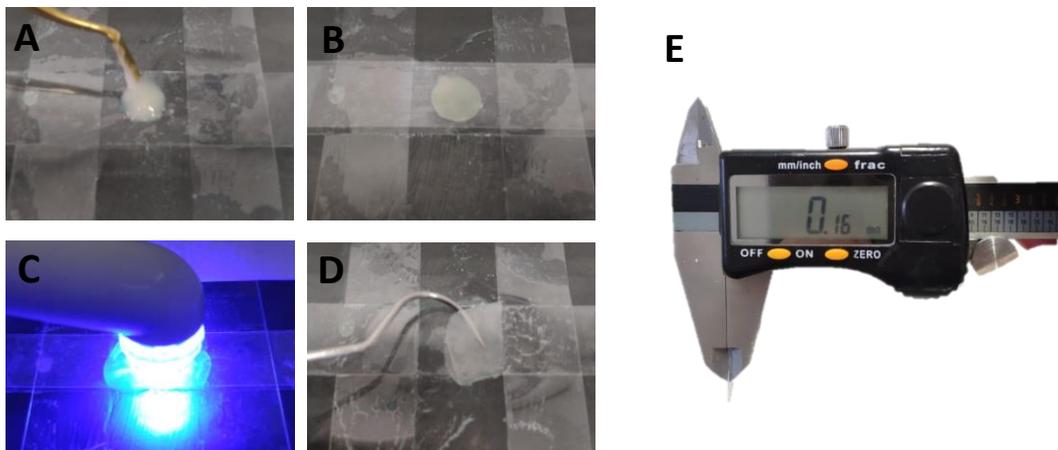


Fonte: A autora

Em seguida, duas lamínulas de microscópio com aproximadamente 100 μm de espessura foram utilizadas como espaçadores para a confecção de discos de cimento resinoso autoadesivo. Para isso, as lamínulas foram posicionadas sobre uma placa de vidro, e os cimentos foram manipulados e colocados no espaço delimitado (Figura 5A). Uma tira de poliéster foi posicionada no topo para controlar a inibição de oxigênio durante a fotopolimerização (Figura 5B), e uma outra placa de vidro colocada sobre a tira de poliéster apenas para padronização da força exercida sobre o cimento, mantendo a sua espessura em 0,16mm (Figura 5D e 5E). Cada disco foi polimerizado

durante 40s (Figura 5C) seguindo o protocolo estabelecido para grupo (controle, espessura de 1,5mm e espessura de 2,0mm) e depois esses discos foram colocados entre as cerâmicas e a abertura da esfera. Para diminuir a interferência de outros fatores como a cristalização, pigmentos de cada bloco e corte da cerâmica, optou-se por utilizar uma única fatia cerâmica de 1,5mm e uma de 2,0mm para todos os cimentos. E por fim, cinco mensurações de cada grupo foram realizadas.

Figura 5- Preparo dos discos de cimento. (A) Cimento sendo colocado na placa de vidro. (B) Cimento sendo pressionado por uma tira de poliéster. (C) Fotopolimerização do cimento, de acordo com cada grupo. (D) Disco de cimento. (E) Avaliação da espessura dos filmes de cimento através de um paquímetro digital

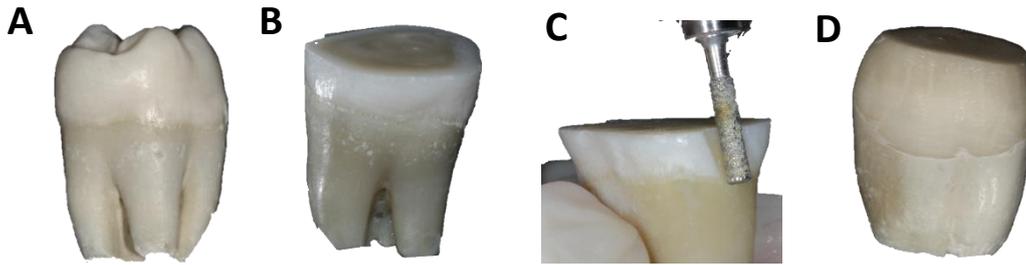


Fonte: A autora

4.4 Seleção e preparo dos dentes

Para a avaliação das propriedades mecânicas e adesivas, 45 molares humanos extraídos e hígidos foram obtidos do Banco de Dentes Humanos (BHD) da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa, sob o parecer nº 3.606.963. Em seguida, os dentes foram limpos, desinfetados em cloramina 0,5% e desgastados para completa remoção do esmalte oclusal e exposição da dentina média. O esmalte lateral foi desgastado com uma ponta diamantada nº 4137 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) sob irrigação constante, deixando apenas tecido dentinário exposto, que posteriormente foi planificado com lixas de carbetto de silício (SiC) de granulação #600 por 60s para a padronização da smear layer (Figura 6).

Figura 6- Preparo da superfície dentinária. (A) Dente hígido. (B) Superfície oclusal desgastada, expondo a dentina média. (C) Desgaste do esmalte lateral com ponta diamantada nº4137. (D) Dente com todas as superfícies dentinárias expostas e planificadas



Fonte: Adrieli Burey

4.5 Desenho experimental

Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 9 grupos experimentais (n=5) divididos conforme as variáveis: (1) espessura da cerâmica (0 mm; 1,5mm e 2,0mm) vs. (2) cimento autoadesivo: Maxcem Elite (MAX), Multilink Speed (MTL), e RelyX U200 (U200) (Figura 7).

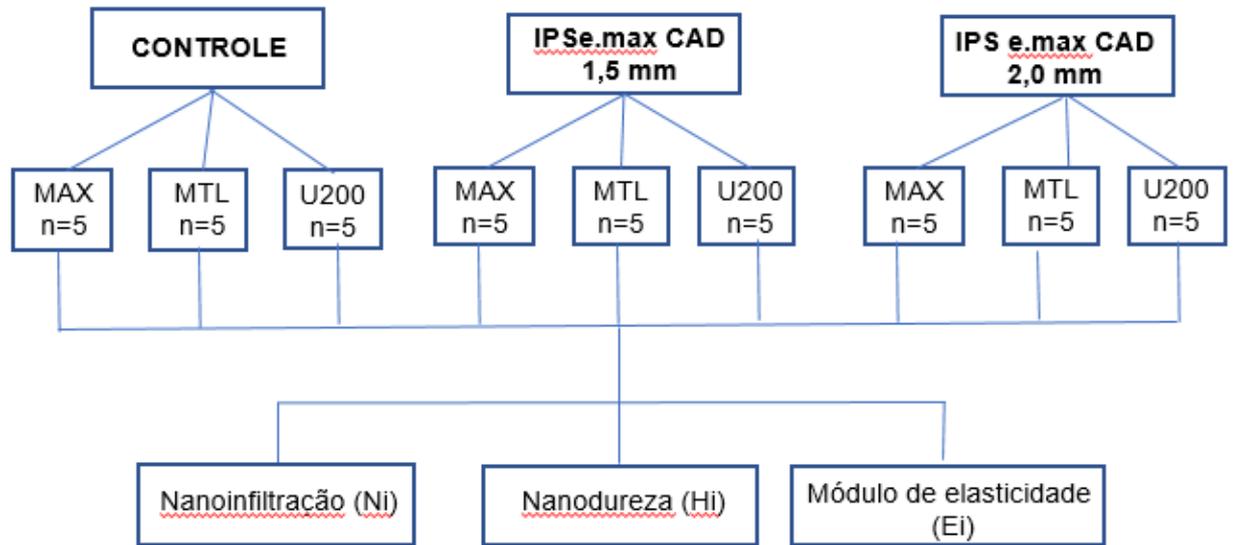
4.6 Procedimento restaurador e obtenção dos espécimes

Após o preparo e divisão aleatória dos dentes, os mesmos foram embutidos em canos de PVC e preenchidos por resina acrílica autopolimerizável (VIPI FLASH, VIPI Ind., Pirassununga, SP, Brasil), de tal forma que a área adesiva ficou perpendicular à base do cano (Figura 8^a). Em seguida, todos os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes (SS White Duflex, São Cristovão, RJ, Brasil) e água, seguida de lavagem em cuba ultrassônica com água destilada (Cristófoli Biosegurança, Campo Mourão, PR, Brasil) por 2 minutos.

Todos os cimentos resinosos foram manipulados e aplicados sobre a superfície dentinária com ajuda de uma espátula (Figura 8B). Uma tira de poliéster foi colocada para controlar a inibição de oxigênio (Figura 8C) e uma placa de vidro foi posicionada por cima apenas para a padronização da força. Os excessos de cimento foram removidos e a restauração foi polimerizada com o mesmo aparelho utilizado no teste anterior (Radii-Plus®) durante 40s.

O mesmo protocolo foi seguido para os grupos com a interposição das diferentes espessuras cerâmicas. No entanto, as cerâmicas foram posicionadas sobre a tira de poliéster para que a fotoativação fosse realizada durante 40s (Figura 9).

Figura 7- Desenho experimental



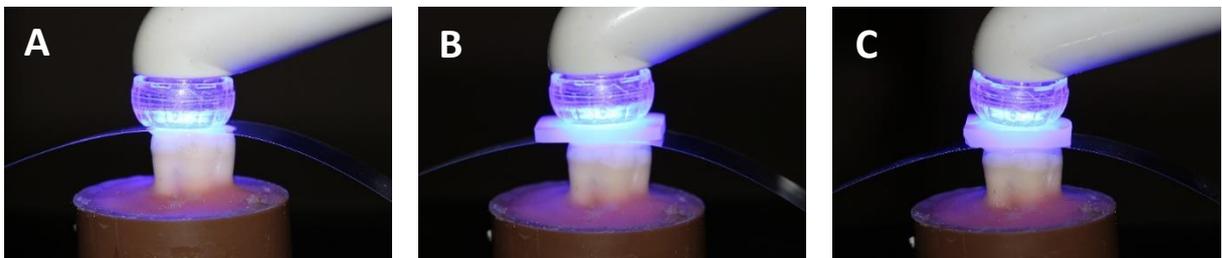
Fonte: A autora

Figura 8- Procedimento restaurador. (A) Dente embutido em canos de PVC com resina acrílica. (B) Cimento sendo colocado sobre a superfície dentinária. (C) Padronização da camada de cimento, com tira de poliéster



Fonte: A autora

Figura 9- Fotopolimerização ilustrativa do cimento resinoso. Em A, de forma direta através da tira de poliéster (grupo controle); em B através da espessura cerâmica de 1,5mm e em C através da espessura cerâmica de 2,0mm

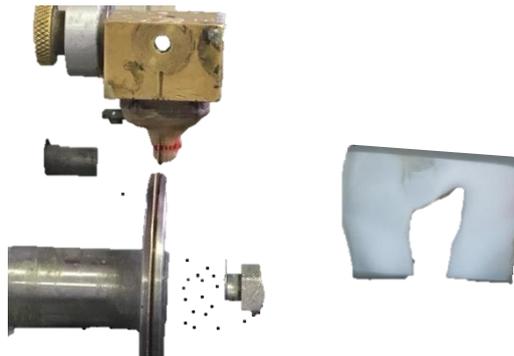


Fonte: A autora

Após 24h de armazenamento em água destilada à 37°C, todos os espécimes foram seccionados longitudinalmente em direção mesio-distal através da interface

adesiva, com a ajuda de um disco de corte diamantado (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em uma máquina de corte ISOMET (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em baixa velocidade sob irrigação a água para obter espécimes em forma de fatias de cimento-dentina com uma espessura de aproximadamente 1 mm, medida com ajuda de um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tóquio, Japão) (Figura 10).

Figura 10- Corte e preparo para obtenção dos espécimes para os diferentes testes



Fonte: A autora

4.7 Análise de nanodureza (H_i) e Módulo de Elasticidade (E_i)

Dois fatias de cada grupo experimental foram selecionadas para essa análise. Cada fatia foi polida com lixas de SiC de granulação decrescente #600, #1000, #1200, #1500, #2000 e #2500 e pasta diamantada de granulação 1 e 0,25 μm , sendo lavadas em cuba ultrassônica por 5 minutos entre uma lixa e outra.

Após esse procedimento, cada fatia foi fixada em um stub específico para serem testadas no nanoindentador (Asmec, Advanced Surface Mechanics, UNAT3, Dresden, Alemanha). Uma câmera de vídeo conectada ao microscópio óptico e ao nanoindentador permitiu calibrar a distância entre eles e padronizar o intervalo entre as posições de cada indentação em 10 μm . Com a ajuda de uma ponteira Berkovich (com raio de 20nm), duas malhas de 6 pontos foram realizadas na camada de cimento com uma carga de 100mN e taxa de aplicação de força de 1,0mN/ms (KUGUIMIYA; RODE; CARNEIRO; ARANHA *et al.*, 2015).

Os valores obtidos após cada indentação no nanodurômetro foram analisados num software próprio do equipamento, onde foi possível registrar os valores de nanodureza (H_i) e o módulo de elasticidade (E_i).

4.8 Análise de nanoinfiltração (NI)

Para a avaliação da nanoinfiltração, duas fatias aleatorizadas de cada dente foram imersas em solução amoniacal de nitrato de prata a 50% em peso por 24h em ambiente escuro protegido da luz (TAY; PASHLEY; SUH; CARVALHO *et al.*, 2002). Em seguida, foram lavadas em água destilada e armazenadas em solução reveladora (Kodak, Rochester, Nova York, EUA) sob luz fluorescente por 8h para promover uma redução dos íons de prata na interface de união. As fatias foram lavadas abundantemente em água corrente, e fixadas em *stubs* de alumínio, para serem polidas com lixas de SiC de granulação #600, #1000, #1200, #1500, #2000 e #2500 e pasta diamantada de granulação 1 e 0,25 μm (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA), com banho em cuba ultrassônica entre as lixas por 5 min.

Ao final, os *stubs* contendo os espécimes foram lavados em cuba ultrassônica por 5 min, desidratados em ambiente contendo sílica e metalizados com carbono-ouro (MED 010, Balzers Union, Balzers, Liechtenstein). As interfaces foram observadas por microscopia eletrônica de varredura de baixo vácuo (FEG) no modo de elétrons retroespalhados a 12 kV (Mira 3 TESCAN ORSAY HOLDING, Warrendale, PA, EUA), na magnificação de 1000x (Figura 11).

Para cada fatia, foram obtidas três microfotografias: uma no centro, e as outras duas a 0,3 mm para direita e esquerda a partir da primeira microfotografia (REIS; GRANDE; OLIVEIRA; LOPES *et al.*, 2007). A porcentagem de nanoinfiltração dentro da camada híbrida de cada fatia foi mensurada através do software Image J software program (version 1.42q; NIH, Bethesda, MD) (SCHNEIDER; RASBAND; ELICEIRI, 2012).

Figura 11- Avaliação da nanoinfiltração. Em A, as fatias sendo metalizadas com carbono-ouro; em B o stub com as fatias já metalizadas e C as imagens sendo obtidas no FEG



Fonte: A autora

4.9 Análise Estatística

Os valores das médias da irradiância transmitida através das espessuras cerâmicas e do cimento (mW/cm^2), foram submetidas à análise de variância (ANOVA) 2 fatores (espessura cerâmica vs. cimento resinoso autoadesivo) e teste de Tukey com nível de significância de 5%, através do software estatístico SAS (SAS 8.0 for Windows, Institute Inc, Cary, NC, EUA).

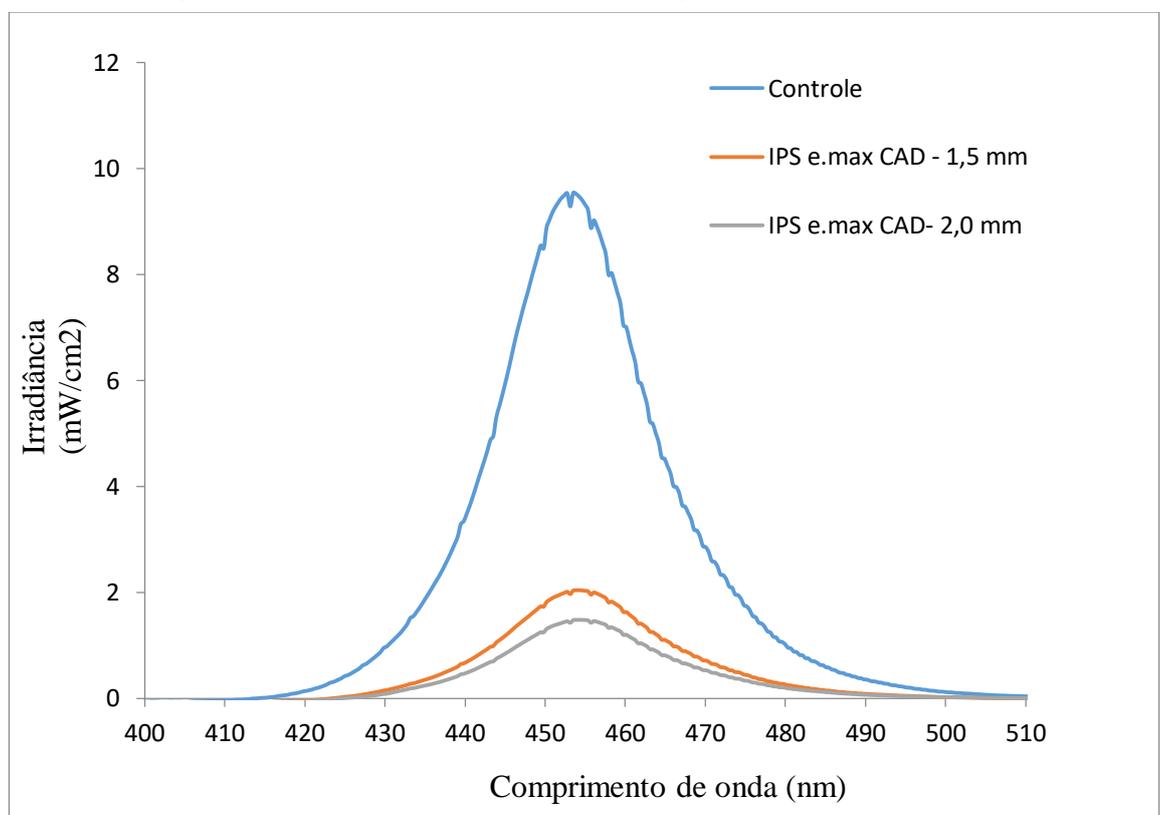
Adicionalmente, para nanoinfiltração, nanodureza e modulo de elasticidade os valores de todas as fatias foram utilizados para fins estatísticos de tal forma que a unidade experimental foi o dente. A NI (%), Hi (GPa) e Ei (GPa) foram submetidos à análise de variância (ANOVA) 2 fatores (espessura cerâmica vs. cimento resinoso autoadesivo) e teste de Tukey com nível de significância de 5%, utilizando o software estatístico SigmaPlot (SigmaPlot for Windows Version 12.0, Systat Software Inc., Erkrath, NW, Alemanha).

5. RESULTADOS

5.1 Análise da atenuação da luz nas diferentes espessuras cerâmicas

Os espectros de irradiância obtidos estão representados no gráfico 1. No eixo Y, a irradiância está demonstrada em $\text{mW}/\text{nm}/\text{cm}^2$, enquanto o eixo X mostra o comprimento de onda no intervalo de 425 à 490 nm. A linha azul representa o perfil espectral do grupo controle, enquanto as linhas alaranjadas e cinza representam a interposição das cerâmicas com espessuras de 1,5 mm e 2,0 mm, respectivamente.

Gráfico 1. Espectros da irradiância obtida entre os comprimentos de onda de 425-490nm



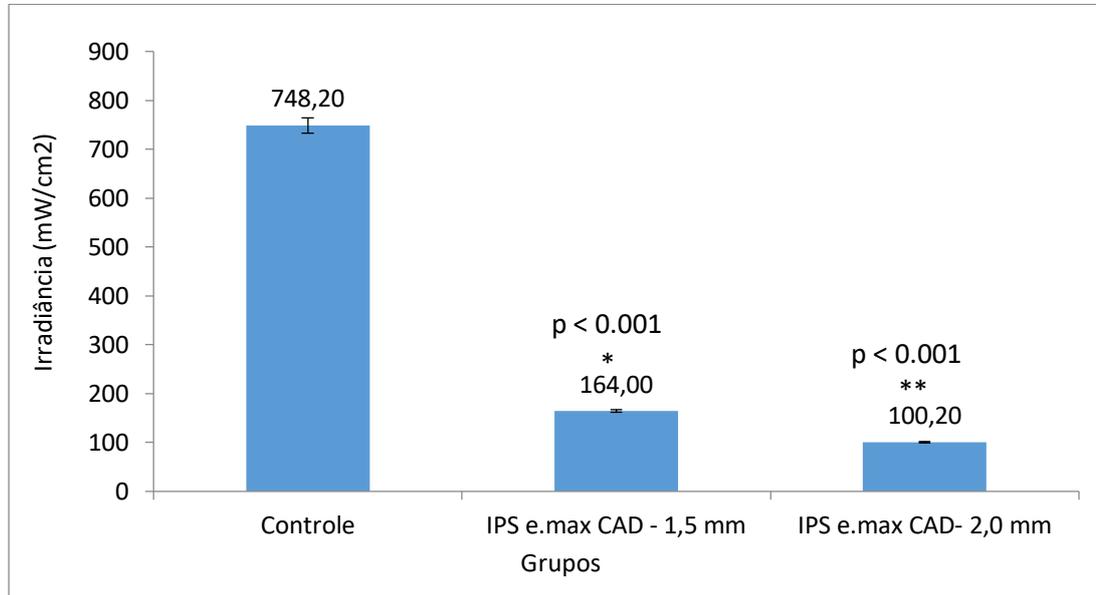
Fonte: A autora

A perda total da irradiância emitida pelo fotopolimerizador com a interposição de diferentes espessuras cerâmicas, foi estatisticamente significativa ($p < 0,001$) e está registrada nos gráficos 2 e 3. O grupo controle emitiu uma média de irradiância de $748,20 \text{ mW}/\text{cm}^2$ (100%).

A espessura de 1,5mm registrou uma irradiância de $164 \text{ mW}/\text{cm}^2$ (21,9%), ou seja, houve uma diminuição de aproximadamente 78% com relação ao grupo controle.

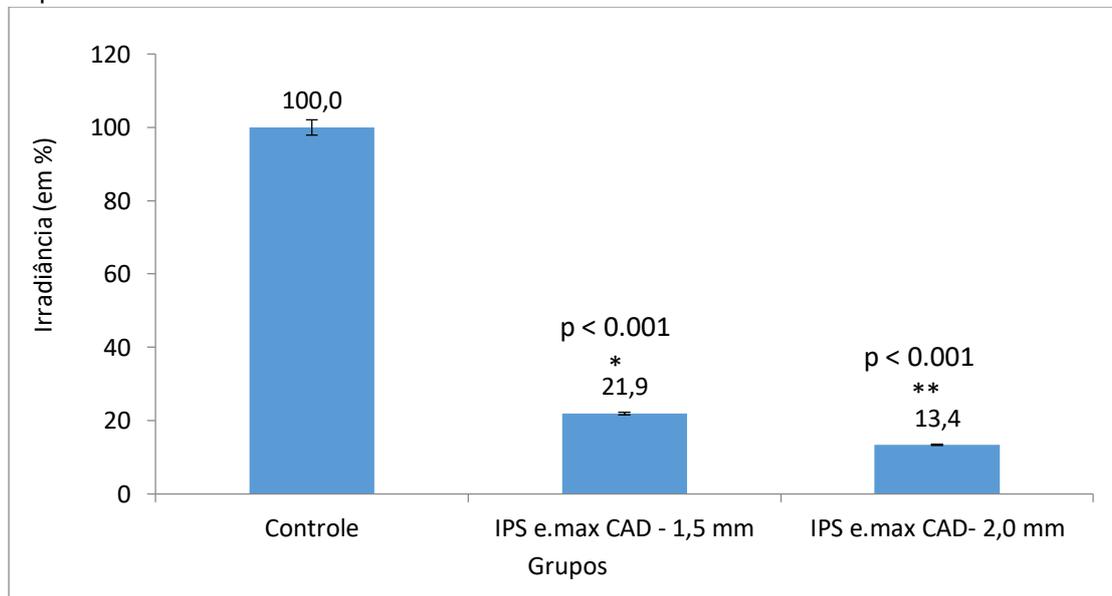
Já a espessura de 2,0mm registrou 100,20mW/cm² (13,4%), 86,6% menor do que o grupo controle.

Gráfico 2. Perda total de irradiância (mW/cm²) emitida pelo fotopolimerizador através das diferentes espessuras cerâmicas



Fonte: A autora

Gráfico 3. Perda total de irradiância (%) emitida pelo fotopolimerizador através das diferentes espessuras cerâmicas



Fonte: A autora

Quando discos de cimento resinoso autoadesivo foram interpostos entre as espessuras cerâmicas e abertura da esfera, ocorreu uma maior atenuação da luz e os valores das médias obtidas estão apresentados na Tabela 1. Para todos os cimentos,

a espessura de 2,0mm diminuiu significativamente os valores das médias de atenuação da luz quando comparado com a espessura de 1,5mm (Tabela 1; $p < 0,001$). Quando os cimentos resinosos foram comparados, o cimento Maxcem Elite apresentou os maiores valores, que representam menor atenuação da luz, estatisticamente significantes em comparação com Multilink Speed e U200 (Tabela 1; $p < 0,001$).

Tabela 1. Valores de irradiância (desvio padrão) atenuados pelas restaurações indiretas e camadas de cimento resinoso (*)

	Maxcem Elite	Multilink Speed	RelyX U200
IPS e.max CAD 1,5 mm	127,8 (5,4) Aa	118,6 (2,6) Ab	120 (1,0) Ab
IPS e.max CAD 2,0 mm	82,6 (4,6) Ba	76,8 (1,3) Bb	75,8 (0,8) Bb

(*) Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas: comparação entre linhas; minúsculas: comparação entre colunas) são significativamente diferentes entre si (alfa: 0.05)

5.2 Análise de nanodureza (Hi) e Módulo de Elasticidade (Ei)

Os valores de Hi e Ei da camada de cimento estão apresentados nas tabelas 2 e 3, respectivamente.

Para todos os cimentos utilizados, o fator espessura da cerâmica não diminuiu de forma estatisticamente significativa, os valores de Hi (Tabela 2; $p > 0,05$). Quando os diferentes cimentos foram comparados para cada espessura, apenas o grupo controle apresentou diferença estatística (Tabela 2; $p = 0,047$). Enquanto as espessuras de 1,5 mm e 2,0 mm não apresentaram diferença estatística entre os cimentos (Tabela 2; $p > 0,05$).

Na avaliação do módulo de elasticidade (Tabela 3), para todos os cimentos utilizados, o fator espessura da cerâmica não diminuiu de forma estatisticamente significativa os valores das médias ($p > 0,05$), exceto para a espessura de 2,0mm do U200. Quando os diferentes cimentos foram comparados para cada espessura, o grupo controle e a espessura de 1,5mm apresentaram diferença estatística entre os grupos Maxcem Elite e RelyX U200 para o Multilink Speed (Tabela 3; $p < 0,001$). Para a espessura de 2,0 mm houve diferença estatística apenas entre os cimentos Multilink Speed e RelyX U200 quando comparados ao Maxcem Elite (Tabela 3; $p < 0,001$).

Tabela 2. Médias e (desvio padrão) dos valores de nanodureza (Hi) obtidos para cada grupo (*)

	Maxcem Elite	Multilink Speed	RelyX U200
Controle	0,97 (0,8) Aa	0,58 (0,2) Ab	0,65 (0,2) Aab
IPS e.max CAD 1,5 mm	0,66 (0,1) Ab	0,42 (0,1) Ab	0,68 (0,1) Ab
IPS e.max CAD 2,0 mm	0,66 (0,2) Ab	0,47 (0,1) Ab	0,50 (0,1) Ab

(*) Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas: comparação entre linhas; minúsculas: comparação entre colunas) são significativamente diferentes entre si (alfa: 0.05)

Tabela 3. Médias e (desvio padrão) dos valores de módulo de elasticidade (Ei) obtidos para cada grupo (*)

	Maxcem Elite	Multilink Speed	RelyX U200
Controle	13,17 (0,6) Aa	10,58 (0,4) Ab	13,32 (0,9) Aa
IPS e.max CAD 1,5 mm	14,02 (0,3) Aa	9,93 (0,8) Ab	13,67 (0,2) Aa
IPS e.max CAD 2,0 mm	12,91 (0,2) Aa	9,66 (0,3) Ab	9,58 (0,7) Bb

(*) Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas: comparação entre linhas; minúsculas: comparação entre colunas) são significativamente diferentes entre si (alfa: 0.05)

5.3 Análise de nanoinfiltração (NI)

Os dados das médias (%) e desvio padrão de NI estão apresentados na Tabela 4. Para todos os cimentos, o grupo controle promoveu menores valores de NI, com resultados estatisticamente significantes quando comparado com as demais espessuras cerâmicas (Tabela 4; $p < 0,05$). A espessura de 2,0 mm promoveu os maiores valores de NI, estatisticamente significantes para os cimentos Maxcem Elite e RelyX U200 (Tabela 4; $p < 0,001$).

Quando os diferentes cimentos foram comparados entre si, o grupo controle não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$); no entanto, as espessuras de 1,5 mm e 2,0 mm apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$).

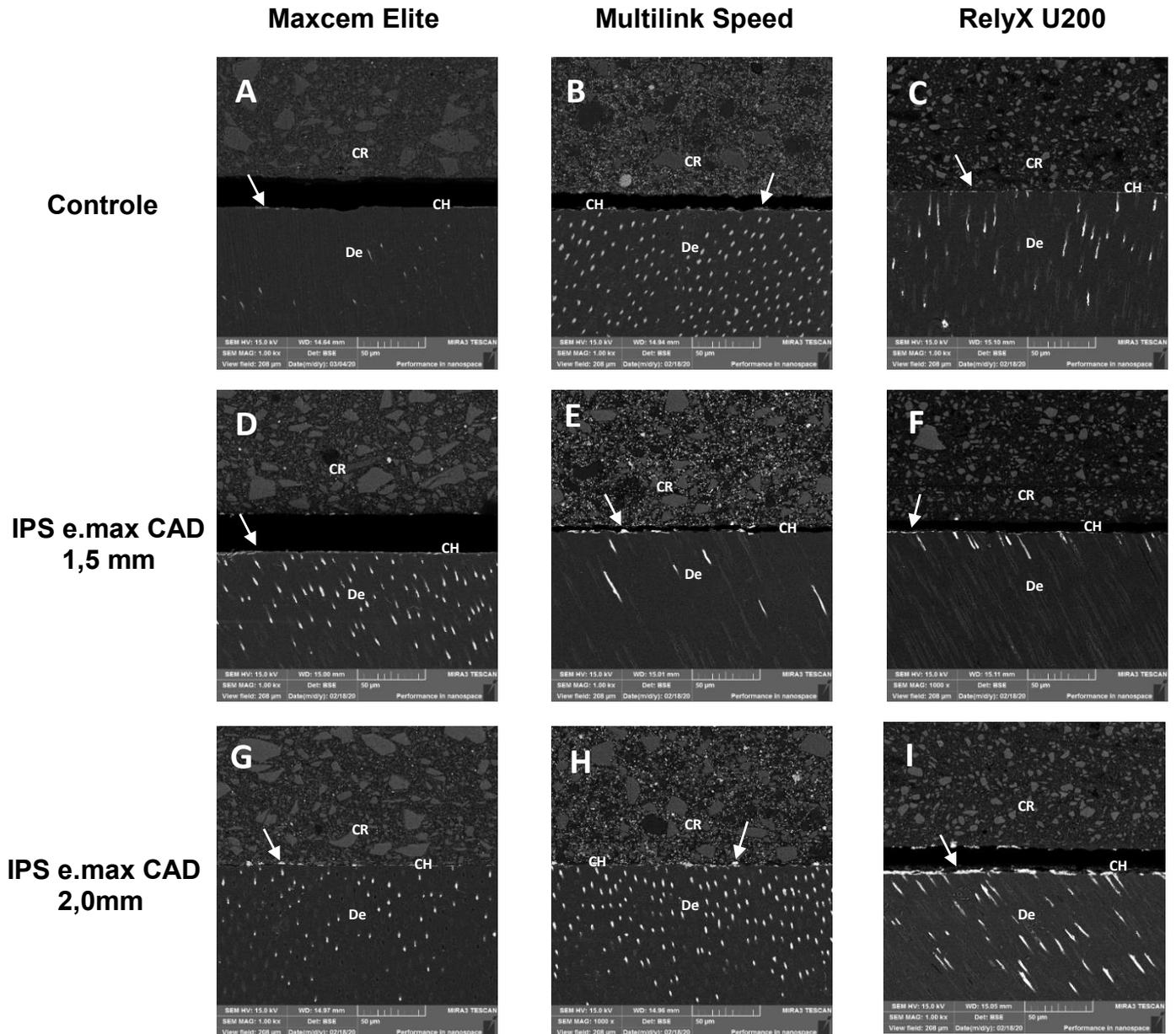
As fotomicrografias obtidas na interface adesiva dos cimentos autoadesivos Maxcem Elite, Multilink Speed e RelyX U200, com interposição de espessuras cerâmicas de 0 (controle), 1,5 e 2,0 mm foram realizadas em FEG com aumento de 1000 x, e são representativas de cada grupo. Pode-se observar na Figura 12, que nenhum grupo exibiu uma interface livre de nanoinfiltração, e a deposição de nitrato de prata foi maior para a espessura de 2,0 mm de todos os cimentos.

Tabela 4. Médias e (desvio padrão) dos valores de nanoinfiltração (%) obtidos para cada grupo (*)

	Maxcem Elite	Multilink Speed	RelyX U200
Controle	2,19 (0,5) Aa	3,88 (0,5) Aa	4,11 (0,9) ABa
IPS e.max CAD 1,5 mm	4,23 (1,0) Ba	6,48 (0,9) Bb	6,04 (1,8) Bab
IPS e.max CAD 2,0 mm	11,82 (0,1) Cc	7,02 (0,7) Bb	18,29 (1,3) Cd

(*) Médias seguidas por letras distintas (maiúsculas: comparação entre linhas; minúsculas: comparação entre colunas) são significativamente diferentes entre si (alfa: 0.05)

Figura 12- Fotomicrografias representativas da nanoinfiltração na interface adesiva dos cimentos autoadesivos Maxcem, Multilink e RelyX U200, com interposição de espessuras cerâmicas de 0 (controle), 1,5 e 2,0mm, obtidas em FEG (1000x). A imagem mostra que houve deposição de nitrato de prata dentro da camada híbrida de todos os grupos, e está indicada pelas setas. A deposição de nitrato de prata aumentou especialmente para a espessura de 2.0mm (G, H, I) de todos os cimentos. (CR= cimento resinoso autoadesivo; CH=camada híbrida e De=dentina)



Fonte: A autora

6. DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que a espessura cerâmica influenciou significativamente na atenuação da luz e nas propriedades dos cimentos resinosos autoadesivos. Quanto maior a espessura, menor a intensidade de luz que atinge a camada de cimento e isso têm sido confirmado por diversos estudos (ARRAIS; CHAGAS; MUNHOZ; OLIVEIRA *et al.*, 2014; CALGARO; FURUSE; CORRER; ORNAGHI *et al.*, 2013; DE SOUZA; BRAGA; CESAR; LOPES, 2015; JANG; FERRACANE; PFEIFER; PARK *et al.*, 2017; KILINC; ANTONSON; HARDIGAN; KESERCIOGLU, 2011; KUGUIMIYA; RODE; CARNEIRO; ARANHA *et al.*, 2015; MENDONÇA; RAMALHO; LIMA; PIRES *et al.*, 2019; MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2006; 2008; OH; SHIN; KIM; PAEK *et al.*, 2018; PACHECO; CARVALHO; ANDRÉ; AYRES *et al.*, 2019; PASSOS; KIMPARA; BOTTINO; RIZKALLA *et al.*, 2014; SOARES; DA SILVA; FONSECA, 2006; YAN; KIM; KIM; KWON, 2010).

Além da espessura cerâmica, a intensidade de luz que atinge efetivamente o cimento pode variar de acordo com as características ópticas do material, como cor, opacidade e microestrutura da cerâmica. Em geral, as cerâmicas com maior número de centros de dispersão da luz tendem a ser mais opacas e bloquear a luz visível (PICK; GONZAGA; JUNIOR; KAWANO *et al.*, 2010). A quantidade de fase cristalina, composição da matriz e tamanho das partículas em uma microestrutura cerâmica também influenciam na dispersão da luz e isso pode afetar diretamente o processo de polimerização do cimento resinoso subjacente (RUNNACLES; CORRER; BARATTO FILHO; GONZAGA *et al.*, 2014). Para restringir as variáveis do trabalho e diminuir a interferência desses outros fatores, optou-se por utilizar uma única cerâmica de dissilicato de lítio IPS e.max CAD HT, que consiste em uma cerâmica de alta translucidez, e que já demonstrou maiores valores de grau de conversão dos cimentos, quando comparada a cerâmicas com outras microestruturas (CALGARO; FURUSE; CORRER; ORNAGHI *et al.*, 2013; RUNNACLES; CORRER; BARATTO FILHO; GONZAGA *et al.*, 2014).

O grau de conversão dos cimentos resinosos duais e autoadesivos está intimamente relacionado ao procedimento de fotopolimerização, o qual, ao ser realizado através da cerâmica, uma quantidade significativa da luz é perdida por absorção, dispersão ou transmissão. Isso pode prejudicar a polimerização final do cimento resinoso e, conseqüentemente, interferir na longevidade da restauração

(MENDONÇA; RAMALHO; LIMA; PIRES *et al.*, 2019). Embora os fabricantes determinem a composição dos materiais e estabeleçam os tempos para a fotopolimerização adequada, eles raramente oferecem sugestões em relação ao comprimento de onda ou intensidade de luz que devem ser utilizados (FAN; SCHUMACHER; AZZOLIN; GEARY *et al.*, 2002); e a transmitância da luz que é completamente dependente dos comprimentos de onda emitidos pelos fotopolimerizadores, pode vir a ser prejudicada, influenciando então na qualidade da polimerização (ILIE, 2017; PASSOS; KIMPARA; BOTTINO; RIZKALLA *et al.*, 2014). Por este motivo, determinar a qualidade desta polimerização dos compósitos é importante e vem sendo amplamente utilizada por meio da espectrometria (AGUIAR; DE OLIVEIRA; ARRAIS; AMBROSANO *et al.*, 2015; OH; SHIN; KIM; PAEK *et al.*, 2018; RUNNACLES; CORRER; BARATTO FILHO; GONZAGA *et al.*, 2014), a qual foi utilizada nesse estudo .

Neste estudo, a perda total da irradiância emitida pelo fotopolimerizador com a interposição de diferentes espessuras cerâmicas foi estatisticamente significativa, o que corrobora com os resultados encontrados por El-Mowafy e Rubo (2000) para cimentos de cura dual convencionais, e neste estudo se confirmou para os cimentos autoadesivos. A atenuação da luz de aproximadamente 78% para a espessura de 1,5mm e de 86,6% para a espessura de 2,0mm estão em concordância com os resultados encontrados por Flury; Lussi; Hickel e Ilie (2013) em que todas as irradiâncias testadas diminuíram >80% através de discos cerâmicos com mais de 1,5mm de espessura. O comprimento de onda avaliado no presente trabalho foi de 425-490nm e segundo Hardy; Bebelman; Leloup; Hadis *et al.* (2018), os valores de transmitância mais elevados são entre 400nm e 470nm com irradiação de pelo menos 1400mW/cm² durante 40s, estabelecendo um limiar mínimo e uma condição ótima de polimerização. No entanto, Pacheco; Carvalho; André; Ayres *et al.* (2019) demonstraram que cerâmicas com mais de 2,0mm promovem maior atenuação da luz nesse comprimento de onda específico de 400-500nm.

A maioria dos fabricantes não considera a espessura da cerâmica ao recomendar protocolos de fotopolimerização para os cimentos de cura dual, sugerindo 20 s ou menos – para alguns materiais, como os cimentos autoadesivos- (JANG; FERRACANE; PFEIFER; PARK *et al.*, 2017; LEE; AN; CHANG; UM, 2008). Por isso, neste trabalho foi utilizado o tempo de exposição de 40s, diferente dos 20s

recomendado pelo fabricante, como forma de compensar a baixa irradiância emitida pelo fotopolimerizador em teste. E segundo Strydom (2002) conforme o tempo de exposição é aumentado, maior energia geral é fornecida e, conseqüentemente, maior grau de conversão e menor tensão é observada na interface do substrato cimentado.

Os resultados de Zhang; Luo e Tan (2019) também demonstraram que a transmitância diminuiu à medida que a espessura cerâmica aumentou. No entanto, observaram que para a espessura de 1,5 mm o cimento resinoso não influenciou na atenuação da luz da cerâmica, resultado diferente do presente estudo, que constatou a influência do cimento resinoso na atenuação da luz. Quando a passagem de luz é comprometida devido à atenuação causada pela espessura cerâmica, pode haver um déficit no grau de conversão dos cimentos resinosos e isso implica em efeitos negativos às propriedades do mesmo (JANG; FERRACANE; PFEIFER; PARK *et al.*, 2017). Além disso, diferenças na estrutura química desses materiais, como o tipo de monômero e teor de partículas inorgânicas, podem desempenhar um papel importante durante a sua polimerização (BUENO; ARRAIS; JORGE; REIS *et al.*, 2011).

Quando cimentos à base de dimetacrilato são polimerizados, a mobilidade dos radicais livres fica restrita pela crescente rede de polímeros reticulados que se forma. Nos cimentos duais, a luz induz uma polimerização mais rápida, e a quantidade de radicais livres que ficam “presos” na matriz orgânica no estágio inicial da polimerização aumenta. Sendo assim, se a quantidade de luz for insuficiente, os componentes de autopolimerização terão que compensar essas reações de polimerização, e isso nem sempre acontece, podendo interferir de forma negativa as propriedades físicas e mecânicas dos cimentos (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002; FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011). A presença de grupos hidroliticamente suscetíveis como grupos éster, uretano, éter e hidroxila em diferentes concentrações, também podem determinar diferentes padrões de solubilidade para os cimentos resinosos, e isso afeta totalmente o grau de conversão dos monômeros presentes na sua composição (BUENO; ARRAIS; JORGE; REIS *et al.*, 2011).

Entre os cimentos testados neste estudo, o Maxcem Elite foi o que apresentou menor atenuação da luz, sendo os seus resultados estatisticamente significantes em comparação com os cimentos Multilink Speed e RelyX U200. Apesar da falta de informações dos fabricantes, esse alto potencial de autocura do Maxcem já foi descrito em outros estudos (ARRAIS; CHAGAS; MUNHOZ; OLIVEIRA *et al.*, 2014; MORAES;

{BOSCATO; JARDIM; SCHNEIDER, 2011} que sugerem ser devido à presença de um sistema iniciador redox livre de amina que promove uma rápida polimerização mesmo em casos de maiores espessuras ou opacidade das cerâmicas {JANG; FERRACANE; PFEIFER; PARK *et al.*, 2017}.

Diante de uma polimerização inadequada, podem surgir problemas em propriedades como dureza e módulo de elasticidade dos cimentos resinosos, conforme já relatado em alguns estudos {BUENO; ARRAIS; JORGE; REIS *et al.*, 2011; CALGARO; FURUSE; CORRER; ORNAGHI *et al.*, 2013; DE SOUZA; BRAGA; CESAR; LOPES, 2015; ILIE; SIMON, 2012; WATANABE; KAZAMA; ASAI; KANAYA *et al.*, 2015}. A avaliação destas propriedades mecânicas é de extrema importância para determinar a resistência à deformação permanente dos materiais e, conseqüentemente, a sua capacidade de resistir a forças sem fraturar a restauração {KUGUIMIYA; ALVES; SEABRA; SARMENTO *et al.*, 2010}. El-Mowafy; Rubo e El-Bradawy {1999} já haviam demonstrado o quanto a espessura cerâmica pode influenciar nessas propriedades, e desde então, estudos como o de Kilinc; Antonson; Hardigan e Kesercioglu {2011} e Calgare; Furuse; Correr; Ornaghi *et al.* {2013} confirmaram que a dureza dos cimentos de cura dual reduz significativamente quando uma espessura cerâmica de 2 a 3 mm ou mais é utilizada. Resultado semelhante também foi obtido por Watanabe; Kazama; Asai; Kanaya *et al.* {2015} em que a dureza do cimento resinoso diminuiu com o aumento da espessura cerâmica, no entanto à medida que o período de fotoativação foi estendido, houve um aumento nos valores de dureza. Passos; Kimpara; Bottino; Rizkalla *et al.* {2014} demonstraram em seu estudo que a menor espessura e a tonalidade mais clara e translúcida das cerâmicas influenciaram nas propriedades dos cimentos resinosos duais, pois apresentaram maior módulo de elasticidade nessas condições; porém tais resultados diferem do encontrado neste estudo, em que o aumento da espessura cerâmica não influenciou de forma estatisticamente significante o módulo de elasticidade dos cimentos resinosos autoadesivos.

É comum que a dureza dos cimentos resinosos seja medida através da técnica de microdureza, porém mais recentemente a técnica de nanoindentação passou a ser muito utilizada pois avalia as propriedades mecânicas dos materiais com pequenas espessuras e em diferentes cargas por meio de indentações numa escala nanométrica. A profundidade da indentação é monitorada durante o carregamento e

descarregamento da força, permitindo que a dureza seja automaticamente calculada com maior precisão da indentação em áreas estreitas (EL-SAFETY; AKHTAR; SILIKAS; WATTS, 2012; MOOSAVI; HARIRI; SADR; THITTHAWEERAT *et al.*, 2013). O princípio dinâmico desta técnica permite registrar simultaneamente a carga e a profundidade de penetração da ponta indentadora. Neste trabalho, optou-se por utilizar a técnica de nanoindentação com uma força de 100 mN- semelhante ao registrado em outros estudos (ILIE; SIMON, 2012; KUGUIMIYA; RODE; CARNEIRO; ARANHA *et al.*, 2015; MOOSAVI; HARIRI; SADR; THITTHAWEERAT *et al.*, 2013)- que permite medir as propriedades de filmes finos de cimento (aproximadamente 200 µm) e assim, assegurar a relevância clínica das medições.

Um dos principais obstáculos nesta técnica de nanoindentação é que muitas vezes as partículas de carga dos cimentos resinosos são maiores do que a ponta do nanoindentador, e então as medições obtidas podem refletir apenas as propriedades mecânicas dessas partículas ou da matriz resinosa (EL-SAFETY; AKHTAR; SILIKAS; WATTS, 2012). Isso pode explicar a diferença estatística encontrada entre os cimentos autoadesivos testados: Maxcem Elite, Multilink Speed e RelyX U200; pois apresentam diferentes quantidades de partículas de carga na composição.

Outro fator importante a ser considerado na avaliação das propriedades mecânicas dos cimentos autoadesivos, é a influência da umidade dentinária na reação de polimerização do cimento. A presença de monômeros metacrilatos com grupos de ácido carboxílico ou grupos de ácido fosfórico, são capazes de se ligar quimicamente aos íons cálcio presentes no dente (DE MUNCK; VARGAS; VAN LANDUYT; HIKITA *et al.*, 2004), no entanto, a concentração desses monômeros deve ser relativamente baixa e equilibrada para evitar a excessiva hidrofiliabilidade do polímero, e para que o baixo pH do cimento autoadesivo seja neutralizado durante a polimerização, tornando-o mais hidrofóbico e mais resistente (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011). Apesar dessa característica do cimento autoadesivo ser considerada um importante mecanismo de ligação, eles não apresentam uma camada híbrida visível e são mais propensos à absorção de água do que os cimentos resinosos convencionais (AGUIAR; DE OLIVEIRA; ARRAIS; AMBROSANO *et al.*, 2015; VROCHARI; ELIADES; HELLWIG; WRBAS, 2010). No entanto, Moosavi; Hariri; Sadr; Thitthaweerat *et al.* (2013) demonstraram em seu estudo que a umidade dentinária não afetou a nanodureza dos cimentos autoadesivos testados.

Os cimentos autoadesivos não promovem uma intensa desmineralização da dentina (DE MUNCK; VARGAS; VAN LANDUYT; HIKITA *et al.*, 2004), e portanto, os monômeros metacrilatos residuais podem formar hidrogéis com a água que não foi evaporada, permitindo a deposição de prata na interface adesiva (TAY; KING; CHAN; PASHLEY, 2002). Apesar dos cimentos testados neste estudo possuírem diferentes composições, foi observado que nenhum grupo exibiu uma interface livre de nanoinfiltração. No entanto, a deposição da prata foi maior com a interposição da espessura cerâmica de 2,0 mm para todos os cimentos avaliados. Nessa avaliação, os cimentos autoadesivos apresentaram diferença estatisticamente significativa na porcentagem de nanoinfiltração, e os maiores valores foram registrados para o cimento RelyX U200. Um trabalho semelhante foi realizado por El-Badrawy; Hafez; El Naga e Ahmed (2011), porém o RelyX Unicem, que possui composição semelhante ao U200, apresentou menor nanoinfiltração que os demais cimentos avaliados, demonstrando que os cimentos autoadesivos possuem vedação semelhante aos cimentos resinosos convencionais. A literatura é carente de trabalhos que tenham avaliado a infiltração da interface adesiva utilizando cimentos autoadesivos, principalmente com a interposição de espessuras cerâmicas, e por isso dificulta a análise e compreensão dos resultados obtidos neste trabalho.

Desta forma, os dados deste estudo contribuem com achados da literatura sobre as propriedades dos cimentos resinosos autoadesivos; mas destaca-se a importância da realização de outros trabalhos que possam avaliar a influência da interposição de diferentes espessuras cerâmicas em mais propriedades que são relevantes à escolha do melhor protocolo e cimento autoadesivo para cada caso clínico.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- As diferentes espessuras cerâmicas influenciam significativamente na atenuação da luz e na nanoinfiltração de cimentos resinosos autoadesivos.
- As propriedades mecânicas de nanodureza e módulo de elasticidade não foram influenciadas pelo aumento da espessura cerâmica, no entanto, parecem ter sido influenciadas por outro fator como a composição de cada cimento.

REFERÊNCIAS

- AGUIAR, T. R.; DE OLIVEIRA, M.; ARRAIS, C. A.; AMBROSANO, G. M. *et al.* The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. **J Prosthet Dent**, 113, n. 2, p. 128-134, Feb 2015.
- AGUIAR, T. R.; DI FRANCESCANTONIO, M.; AMBROSANO, G. M.; GIANNINI, M. Effect of curing mode on bond strength of self-adhesive resin luting cements to dentin. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, 93, n. 1, p. 122-127, Apr 2010.
- ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. **J Dent**, 31, n. 3, p. 181-188, Mar 2003.
- ARRAIS, C. A.; CHAGAS, C. L.; MUNHOZ, A.; OLIVEIRA, M. *et al.* Effect of simulated tooth temperature on the degree of conversion of self-adhesive resin cements exposed to different curing conditions. **Oper Dent**, 39, n. 2, p. 204-212, Mar-Apr 2014.
- ARRAIS, C. A.; GIANNINI, M.; RUEGGEBERG, F. A.; PASHLEY, D. H. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. **Oper Dent**, 32, n. 1, p. 37-44, Jan-Feb 2007.
- ARRAIS, C. A.; RUEGGEBERG, F. A.; WALLER, J. L.; DE GOES, M. F. *et al.* Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. **J Dent**, 36, n. 6, p. 418-426, Jun 2008.
- ASLAN, Y. U.; ULUDAMAR, A.; OZKAN, Y. Clinical performance of pressable glass-ceramic veneers after 5, 10, 15, and 20 years: A retrospective case series study. **J Esthet Restor Dent**, 31, n. 5, p. 415-422, Sep 2019.
- BAADER, K.; HILLER, K. A.; BUCHALLA, W.; SCHMALZ, G. *et al.* Self-adhesive Luting of Partial Ceramic Crowns: Selective Enamel Etching Leads to Higher Survival after 6.5 Years In Vivo. **J Adhes Dent**, 18, n. 1, p. 69-79, 2016.
- BAENA, E.; FUENTES, M. V.; GARRIDO, M. A.; RODRIGUEZ, J. *et al.* Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. **Oper Dent**, 37, n. 5, p. 548-556, Sep-Oct 2012.
- BALDISSARA, P.; LLUKACEJ, A.; CIOCCA, L.; VALANDRO, F. L. *et al.* Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. **J Prosthet Dent**, 104, n. 1, p. 6-12, Jul 2010.

BELLI, R.; GEINZER, E.; MUSCHWECK, A.; PETSCHERT, A. *et al.* Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. **Dent Mater**, 30, n. 4, p. 424-432, Apr 2014.

BORBA, M.; DE ARAUJO, M. D.; DE LIMA, E.; YOSHIMURA, H. N. *et al.* Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent Mater**, 27, n. 12, p. 1259-1266, Dec 2011.

BRAGA, R. R.; CESAR, P. F.; GONZAGA, C. C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J Oral Rehabil**, 29, n. 3, p. 257-262, Mar 2002.

BRUM, R.; MAZUR, R.; ALMEIDA, J.; BORGES, G. *et al.* The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. **Oper Dent**, 36, n. 5, p. 478-485, Sep-Oct 2011.

BUENO, A. L.; ARRAIS, C. A.; JORGE, A. C.; REIS, A. F. *et al.* Light-activation through indirect ceramic restorations: does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? **J Appl Oral Sci**, 19, n. 1, p. 22-27, Jan-Feb 2011.

CALGARO, P. A.; FURUSE, A. Y.; CORRER, G. M.; ORNAGHI, B. P. *et al.* Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. **Braz Oral Res**, 27, n. 5, p. 403-409, Sep-Oct 2013.

CANTORO, A.; GORACCI, C.; CONIGLIO, I.; MAGNI, E. *et al.* Influence of ultrasound application on inlays luting with self-adhesive resin cements. **Clin Oral Investig**, 15, n. 5, p. 617-623, Oct 2011.

CATTELL, M. J.; KNOWLES, J. C.; CLARKE, R. L.; LYNCH, E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J Dent**, 27, n. 3, p. 183-196, Mar 1999.

CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C.; RUEGGERBERG, F. A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **J Prosthet Dent**, 85, n. 5, p. 479-484, May 2001.

CHOI, J. W.; KIM, S. Y.; BAE, J. H.; BAE, E. B. *et al.* In vitro study of the fracture resistance of monolithic lithium disilicate, monolithic zirconia, and lithium disilicate pressed on zirconia for three-unit fixed dental prostheses. **J Adv Prosthodont**, 9, n. 4, p. 244-251, Aug 2017.

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J Prosthet Dent**, 98, n. 5, p. 389-404, Nov 2007.

D'ARCANGELO, C.; ZAROW, M.; DE ANGELIS, F.; VADINI, M. *et al.* Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. **Clin Oral Investig**, 18, n. 2, p. 615-624, 2014.

DE MUNCK, J.; VARGAS, M.; VAN LANDUYT, K.; HIKITA, K. *et al.* Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dent Mater**, 20, n. 10, p. 963-971, Dec 2004.

DE SOUZA, G.; BRAGA, R. R.; CESAR, P. F.; LOPES, G. C. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. **J Appl Oral Sci**, 23, n. 4, p. 358-368, Jul-Aug 2015.

DELLA BONA, A. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. **Dental Materials**, 20, n. 4, p. 338-344, 2004.

DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. The clinical success of all-ceramic restorations. **J Am Dent Assoc**, 139 Suppl, p. 8S-13S, Sep 2008.

DENRY, I.; HOLLOWAY, J. Ceramics for Dental Applications: A Review. **Materials**, 3, n. 1, p. 351-368, 2010.

DOGAN, D. O.; GORLER, O.; MUTAF, B.; OZCAN, M. *et al.* Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. **J Prosthodont**, 26, n. 4, p. 309-314, Jun 2017.

EL-BADRAWY, W.; HAFEZ, R. M.; EL NAGA, A. I.; AHMED, D. R. Nanoleakage for Self-Adhesive Resin Cements used in Bonding CAD/CAD Ceramic Material to Dentin. **Eur J Dent**, 5, n. 3, p. 281-290, Jul 2011.

EL-BADRAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J Prosthet Dent**, 73, n. 6, p. 515-524, Jun 1995.

EL-MOWAFY, O.; BROCHU, J. F. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. **J Can Dent Assoc**, 68, n. 4, p. 233-237, Apr 2002.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. **J Can Dent Assoc**, 66, n. 3, p. 147, Mar 2000.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BADRAWY, W. A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper Dent**, 24, n. 1, p. 38-44, Jan-Feb 1999.

EL-SAFETY, S.; AKHTAR, R.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Nanomechanical properties of dental resin-composites. **Dental Materials**, 28, n. 12, p. 1292-1300, 2012.

ETMAN, M. K.; WOOLFORD, M. J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. **J Prosthet Dent**, 103, n. 2, p. 80-90, Feb 2010.

FABIAN FONZAR, R.; CARRABBA, M.; SEDDA, M.; FERRARI, M. *et al.* Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. **Dent Mater**, 33, n. 1, p. 63-70, Jan 2017.

FABIANELLI, A.; POLLINGTON, S.; PAPACCHINI, F.; GORACCI, C. *et al.* The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. **J Dent**, 38, n. 1, p. 39-43, Jan 2010.

FAN, P. L.; SCHUMACHER, R. M.; AZZOLIN, K.; GEARY, R. *et al.* Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **J Am Dent Assoc**, 133, n. 4, p. 429-434; quiz 491-423, Apr 2002.

FASBINDER, D. J.; DENNISON, J. B.; HEYS, D.; NEIVA, G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. **J Am Dent Assoc**, 141 Suppl 2, p. 10S-14S, Jun 2010.

FERRACANE, J. L.; STANSBURY, J. W.; BURKE, F. J. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. **J Oral Rehabil**, 38, n. 4, p. 295-314, Apr 2011.

FLURY, S.; LUSSI, A.; HICKEL, R.; ILIE, N. Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. **Clin Oral Investig**, 17, n. 9, p. 2127-2137, Dec 2013.

FORSTER, A.; UNGVARI, K.; GYORGYEY, A.; KUKOVECZ, A. *et al.* Human epithelial tissue culture study on restorative materials. **J Dent**, 42, n. 1, p. 7-14, Jan 2014.

FURTADO DE MENDONCA, A.; SHAHMORADI, M.; GOUVEA, C. V. D.; DE SOUZA, G. M. *et al.* Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. **J Prosthodont**, 28, n. 2, p. e587-e594, Feb 2019.

GERTH, H. U.; DAMMASCHKE, T.; ZUCHNER, H.; SCHAFER, E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. **Dent Mater**, 22, n. 10, p. 934-941, Oct 2006.

GRACIS, S.; THOMPSON, V. P.; FERENCZ, J. L.; SILVA, N. R. *et al.* A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. **Int J Prosthodont**, 28, n. 3, p. 227-235, May-Jun 2015.

GUARDA, G. B.; CORRER, A. B.; GONCALVES, L. S.; COSTA, A. R. *et al.* Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Oper Dent**, 38, n. 2, p. 208-217, Mar-Apr 2013.

GUARDA, G. B.; GONÇALVES, L. S.; CORRER, A. B.; MORAES, R. R. *et al.* Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. **J Appl Oral Sci**, 18, n. 3, p. 244-248, May-Jun 2010.

GUESS, P. C.; SCHULTHEIS, S.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G. *et al.* All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dent Clin North Am**, 55, n. 2, p. 333-352, ix, Apr 2011.

GUESS, P. C.; STRUB, J. R.; STEINHART, N.; WOLKEWITZ, M. *et al.* All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. **J Dent**, 37, n. 8, p. 627-637, Aug 2009.

HARADA, K.; RAIGRODSKI, A. J.; CHUNG, K. H.; FLINN, B. D. *et al.* A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. **J Prosthet Dent**, 116, n. 2, p. 257-263, Aug 2016.

HARDY, C. M. F.; BEBELMAN, S.; LELOUP, G.; HADIS, M. A. *et al.* Investigating the limits of resin-based luting composite photopolymerization through various thicknesses of indirect restorative materials. **Dent Mater**, 34, n. 9, p. 1278-1288, Sep 2018.

HEFFERNAN, M. J.; AQUILINO, S. A.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; HASELTON, D. R. *et al.* Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. **J Prosthet Dent**, 88, n. 1, p. 4-9, Jul 2002.

HEINTZE, S. D.; CAVALLERI, A.; FORJANIC, M.; ZELLWEGER, G. *et al.* Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. **Dent Mater**, 24, n. 4, p. 433-449, Apr 2008.

HIKITA, K.; VAN MEERBEEK, B.; DE MUNCK, J.; IKEDA, T. *et al.* Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. **Dent Mater**, 23, n. 1, p. 71-80, Jan 2007.

HOFMANN, N.; PAPSTHART, G.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding

flexural strength, modulus and surface hardness. **J Oral Rehabil**, 28, n. 11, p. 1022-1028, Nov 2001.

HOLAND, W.; SCHWEIGER, M.; FRANK, M.; RHEINBERGER, V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. **J Biomed Mater Res**, 53, n. 4, p. 297-303, 2000.

HOLAND, W.; SCHWEIGER, M.; WATZKE, R.; PESCHKE, A. *et al.* Ceramics as biomaterials for dental restoration. **Expert Rev Med Devices**, 5, n. 6, p. 729-745, Nov 2008.

ILIE, N. Transmitted irradiance through ceramics: effect on the mechanical properties of a luting resin cement. **Clin Oral Investig**, 21, n. 4, p. 1183-1190, May 2017.

ILIE, N.; SIMON, A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. **Clin Oral Investig**, 16, n. 2, p. 505-512, Apr 2012.

JANG, Y.; FERRACANE, J. L.; PFEIFER, C. S.; PARK, J. W. *et al.* Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. **Oper Dent**, 42, n. 1, p. E1-E9, Jan/Feb 2017.

JUNG, H.; FRIEDL, K. H.; HILLER, K. A.; FURCH, H. *et al.* Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. **Oper Dent**, 31, n. 1, p. 68-77, Jan-Feb 2006.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. **Aust Dent J**, 56 Suppl 1, p. 84-96, Jun 2011.

KERBY, R. E.; KNOBLOCH, L. A.; SCHRICKER, S.; GREGG, B. Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility. **Dent Mater**, 25, n. 3, p. 302-313, Mar 2009.

KERN, M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. **Dent Mater**, 31, n. 1, p. 8-14, Jan 2015.

KERN, M.; SASSE, M.; WOLFART, S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. **J Am Dent Assoc**, 143, n. 3, p. 234-240, Mar 2012.

KILINC, E.; ANTONSON, S. A.; HARDIGAN, P. C.; KESERCIOGLU, A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. **Oper Dent**, 36, n. 6, p. 661-669, Nov-Dec 2011.

KIM, J. H.; LEE, S. J.; PARK, J. S.; RYU, J. J. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. **Implant Dent**, 22, n. 1, p. 66-70, Feb 2013.

KOMORI, P. C.; DE PAULA, A. B.; MARTIN, A. A.; TANGO, R. N. *et al.* Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement. **Oper Dent**, 35, n. 1, p. 120-124, Jan-Feb 2010.

KUGUIMIYA, R. N.; ALVES, L. B.; SEABRA, F. R.; SARMENTO, C. F. *et al.* Influence of light-curing units and restorative materials on the micro hardness of resin cements. **Indian J Dent Res**, 21, n. 1, p. 49-53, Jan-Mar 2010.

KUGUIMIYA, R. N.; RODE, K. M.; CARNEIRO, P. M.; ARANHA, A. C. *et al.* Influence of Curing Units and Indirect Restorative Materials on the Hardness of Two Dual-curing Resin Cements Evaluated by the Nanoindentation Test. **J Adhes Dent**, 17, n. 3, p. 243-248, Jun 2015.

KUMBULOGLU, O.; LASSILA, L. V.; USER, A.; VALLITTU, P. K. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. **Int J Prosthodont**, 17, n. 3, p. 357-363, May-Jun 2004.

LEE, I. B.; AN, W.; CHANG, J.; UM, C. M. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. **Dent Mater**, 24, n. 8, p. 1141-1147, Aug 2008.

LI, R. W.; CHOW, T. W.; MATINLINNA, J. P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. **J Prosthodont Res**, 58, n. 4, p. 208-216, Oct 2014.

LUHRS, A. K.; PONGPRUEKSA, P.; DE MUNCK, J.; GEURTSSEN, W. *et al.* Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. **Dent Mater**, 30, n. 3, p. 281-291, Mar 2014.

MADRUGA, F. C.; OGLIARI, F. A.; RAMOS, T. S.; BUENO, M. *et al.* Calcium hydroxide, pH-neutralization and formulation of model self-adhesive resin cements. **Dent Mater**, 29, n. 4, p. 413-418, Apr 2013.

MANSO, A. P.; CARVALHO, R. M. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. **Dent Clin North Am**, 61, n. 4, p. 821-834, Oct 2017.

MANSO, A. P.; SILVA, N. R.; BONFANTE, E. A.; PEGORARO, T. A. *et al.* Cements and adhesives for all-ceramic restorations. **Dent Clin North Am**, 55, n. 2, p. 311-332, ix, Apr 2011.

MATINLINNA, J. P.; VALLITTU, P. K. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. **J Oral Rehabil**, 34, n. 8, p. 622-630, Aug 2007.

MENDONÇA, L. M.; RAMALHO, I. S.; LIMA, L.; PIRES, L. A. *et al.* Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. **J Appl Oral Sci**, 27, p. e20180351, Jul 29 2019.

MENG, X.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. **Dent Mater J**, 25, n. 1, p. 132-137, Mar 2006.

MENG, X.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. **Dent Mater**, 24, n. 5, p. 594-599, May 2008.

MOOSAVI, H.; HARIRI, I.; SADR, A.; THITTHAWEERAT, S. *et al.* Effects of curing mode and moisture on nanoindentation mechanical properties and bonding of a self-adhesive resin cement to pulp chamber floor. **Dent Mater**, 29, n. 6, p. 708-717, Jun 2013.

MORAES, R. R.; BOSCATO, N.; JARDIM, P. S.; SCHNEIDER, L. F. Dual and self-curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. **Oper Dent**, 36, n. 6, p. 635-642, Nov-Dec 2011.

MORIMOTO, S.; ALBANESI, R.; SESMA, N.; AGRA, C. *et al.* Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. **The International Journal of Prosthodontics**, 29, n. 1, p. 38-49, 2016.

MURILLO-GOMEZ, F.; PALMA-DIBB, R. G.; DE GOES, M. F. Effect of acid etching on tridimensional microstructure of etchable CAD/CAM materials. **Dent Mater**, 34, n. 6, p. 944-955, Jun 2018.

MYERS, M. L.; CAUGHMAN, W. F.; RUEGGERBERG, F. A. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. **J Prosthodont**, 3, n. 3, p. 149-157, Sep 1994.

NALCACI, A.; KUCUKESMEN, C.; ULUDAG, B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. **J Prosthet Dent**, 94, n. 2, p. 140-145, Aug 2005.

NEIS, C. A.; ALBUQUERQUE, N. L.; ALBUQUERQUE IDE, S.; GOMES, E. A. *et al.* Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. **Braz Dent J**, 26, n. 2, p. 152-155, Mar-Apr 2015.

OH, S.; SHIN, S. M.; KIM, H. J.; PAEK, J. *et al.* Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. **Int J Oral Sci**, 10, n. 1, p. 5, Mar 2018.

OLIVEIRA, M.; CESAR, P. F.; GIANNINI, M.; RUEGGEBERG, F. A. *et al.* Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. **Oper Dent**, 37, n. 4, p. 370-379, Jul-Aug 2012.

PACHECO, R. R.; CARVALHO, A. O.; ANDRÉ, C. B.; AYRES, A. P. A. *et al.* Effect of indirect restorative material and thickness on light transmission at different wavelengths. **J Prosthodont Res**, 63, n. 2, p. 232-238, Apr 2019.

PASSOS, S. P.; KIMPARA, E. T.; BOTTINO, M. A.; RIZKALLA, A. S. *et al.* Effect of ceramic thickness and shade on mechanical properties of a resin luting agent. **J Prosthodont**, 23, n. 6, p. 462-466, Aug 2014.

PEGORARO, T. A.; DA SILVA, N. R.; CARVALHO, R. M. Cements for use in esthetic dentistry. **Dent Clin North Am**, 51, n. 2, p. 453-471, Apr 2007.

PEREIRA, D. C. <Relatório-Esferas-Integradoras.pdf>. p. 1-19, 2015.

PETRIDIS, H. P.; ZEKERIDOU, A.; MALLIARI, M.; TORTOPIDIS, D. *et al.* Survival of ceramic veneers made of different materials after a minimum follow-up period of five years: a systematic review and meta-analysis. **Eur J Esthet Dent**, 7, n. 2, p. 138-152, Summer 2012.

PEUMANS, M.; VOET, M.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K. *et al.* Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. **Clin Oral Investig**, 17, n. 3, p. 739-750, Apr 2013.

PICK, B.; GONZAGA, C. C.; JUNIOR, W. S.; KAWANO, Y. *et al.* Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. **Eur J Dent**, 4, n. 3, p. 314-323, Jul 2010.

PRICE, R. B.; FELIX, C. A. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. **Dent Mater**, 25, n. 7, p. 899-908, Jul 2009.

RAPOSO, L. H.; BORELLA, P. S.; FERRAZ, D. C.; PEREIRA, L. M. *et al.* Influence of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Diamond Bur Wear on Marginal Misfit of Two Lithium Disilicate Ceramic Systems. **Oper Dent**, Dec 20 2019.

REIS, A.; GRANDE, R. H.; OLIVEIRA, G. M.; LOPES, G. C. *et al.* A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. **Dent Mater**, 23, n. 7, p. 862-870, Jul 2007.

ROEDEL, L.; BEDNARZIG, V.; BELLI, R.; PETSCHERT, A. *et al.* Self-adhesive resin cements: pH-neutralization, hydrophilicity, and hygroscopic expansion stress. **Clin Oral Investig**, 21, n. 5, p. 1735-1741, Jun 2017.

ROSENBLUM, M. A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J Am Dent Assoc**, 128, n. 3, p. 297-307, Mar 1997.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; CRISPIN, B. J. Dental luting agents: A review of the current literature. **J Prosthet Dent**, 80, n. 3, p. 280-301, Sep 1998.

RUEGGERBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring--a review. **Dent Mater**, 27, n. 1, p. 39-52, Jan 2011.

RUNNACLES, P.; CORRER, G. M.; BARATTO FILHO, F.; GONZAGA, C. C. *et al.* Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. **Braz Dent J**, 25, n. 1, p. 38-42, Jan-Feb 2014.

SALVIO, L. A.; CORRER-SOBRINHO, L.; CONSANI, S.; SINHORETI, M. A. *et al.* Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. **J Prosthodont**, 16, n. 3, p. 192-199, May-Jun 2007.

SANTOS, G. C., JR.; EL-MOWAFY, O.; RUBO, J. H.; SANTOS, M. J. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc**, 70, n. 5, p. 323-328, May 2004.

SCHNEIDER, C. A.; RASBAND, W. S.; ELICEIRI, K. W. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. **Nat Methods**, 9, n. 7, p. 671-675, Jul 2012.

SIDERIDOU, I.; TSERKI, V.; PAPANASTASIOU, G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. **Biomaterials**, 24, n. 4, p. 655-665, Feb 2003.

SILVA, E. M.; NORONHA-FILHO, J. D.; AMARAL, C. M.; POSKUS, L. T. *et al.* Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: influence of activation mode. **J Appl Oral Sci**, 21, n. 3, p. 271-277, 2013.

SILVA, N. R.; THOMPSON, V. P.; VALVERDE, G. B.; COELHO, P. G. *et al.* Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. **J Am Dent Assoc**, 142 Suppl 2, p. 4S-9S, Apr 2011.

SJOGREN, G.; LANTTO, R.; GRANBERG, A.; SUNDSTROM, B. O. *et al.* Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. **Int J Prosthodont**, 12, n. 2, p. 122-128, Mar-Apr 1999.

SOARES, C. J.; DA SILVA, N. R.; FONSECA, R. B. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. **Oper Dent**, 31, n. 3, p. 384-389, May-Jun 2006.

SOARES, C. J.; SOARES, P. V.; PEREIRA, J. C.; FONSECA, R. B. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. **J Esthet Restor Dent**, 17, n. 4, p. 224-235, 2005.

SPITZNAGEL, F. A.; HORVATH, S. D.; GUESS, P. C.; BLATZ, M. B. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. **J Esthet Restor Dent**, 26, n. 6, p. 382-393, Nov-Dec 2014.

STRYDOM, C. Curing lights--the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. **SADJ**, 57, n. 5, p. 181-186, May 2002.

SUH, B. I.; FENG, L.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J Adhes Dent**, 5, n. 4, p. 267-282, Winter 2003.

SUNDFELD, D.; PALIALOL, A. R. M.; FUGOLIN, A. P. P.; AMBROSANO, G. M. B. *et al.* The effect of hydrofluoric acid and resin cement formulation on the bond strength to lithium disilicate ceramic. **Braz Oral Res**, 32, p. e43, May 24 2018.

SVIZERO NDA, R.; SILVA, M. S.; ALONSO, R. C.; RODRIGUES, F. P. *et al.* Effects of curing protocols on fluid kinetics and hardness of resin cements. **Dent Mater J**, 32, n. 1, p. 32-41, 2013.

TAGUCHI, S.; KOMINE, F.; KUBOCHI, K.; FUSHIKI, R. *et al.* Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. **J Oral Sci**, 60, n. 3, p. 360-366, Sep 23 2018.

TAY, F. R.; KING, N. M.; CHAN, K. M.; PASHLEY, D. H. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? **J Adhes Dent**, 4, n. 4, p. 255-269, Winter 2002.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; SUH, B. I.; CARVALHO, R. M. *et al.* Single-step adhesives are permeable membranes. **J Dent**, 30, n. 7-8, p. 371-382, Sep-Nov 2002.

TAY, F. R.; SUH, B. I.; PASHLEY, D. H.; PRATI, C. *et al.* Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. **J Adhes Dent**, 5, n. 2, p. 91-105, Summer 2003.

VAN DEN BREEMER, C. R.; VINKENBORG, C.; VAN PELT, H.; EDELHOFF, D. *et al.* The Clinical Performance of Monolithic Lithium Disilicate Posterior Restorations After 5, 10, and 15 Years: A Retrospective Case Series. **Int J Prosthodont**, 30, n. 1, p. 62-65, Jan/Feb 2017.

VROCHARI, A. D.; ELIADES, G.; HELLWIG, E.; WRBAS, K. T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. **Dent Mater**, 25, n. 9, p. 1104-1108, Sep 2009.

VROCHARI, A. D.; ELIADES, G.; HELLWIG, E.; WRBAS, K. T. Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents. **J Adhes Dent**, 12, n. 1, p. 39-43, Feb 2010.

WALKER, M. P.; SPENCER, P.; DAVID EICK, J. Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. **Dent Mater**, 19, n. 7, p. 645-652, Nov 2003.

WATANABE, H.; KAZAMA, R.; ASAI, T.; KANAYA, F. *et al.* Efficiency of dual-cured resin cement polymerization induced by high-intensity LED curing units through ceramic material. **Oper Dent**, 40, n. 2, p. 153-162, Mar-Apr 2015.

WOLFART, S.; ESCHBACH, S.; SCHERRER, S.; KERN, M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. **Dent Mater**, 25, n. 9, p. e63-71, Sep 2009.

WONG, A. C. H.; TIAN, T.; TSOI, J. K. H.; BURROW, M. F. *et al.* Aspects of adhesion tests on resin-glass ceramic bonding. **Dent Mater**, 33, n. 9, p. 1045-1055, Sep 2017.

XIAOPING, L.; DONGFENG, R.; SILIKAS, N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. **Dent Mater**, 30, n. 12, p. e330-336, Dec 2014.

YAN, Y. L.; KIM, Y. K.; KIM, K. H.; KWON, T. Y. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. **Oper Dent**, 35, n. 2, p. 203-210, Mar-Apr 2010.

YANG, B.; LUDWIG, K.; ADELUNG, R.; KERN, M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. **Dent Mater**, 22, n. 1, p. 45-56, Jan 2006.

YIU, C. K.; TAY, F. R.; KING, N. M.; PASHLEY, D. H. *et al.* Interaction of resin-modified glass-ionomer cements with moist dentine. **J Dent**, 32, n. 7, p. 521-530, Sep 2004.

ZARONE, F.; DI MAURO, M. I.; AUSIELLO, P.; RUGGIERO, G. *et al.* Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. **BMC Oral Health**, 19, n. 1, p. 134, Jul 4 2019.

ZHANG, L.; LUO, X. P.; TAN, R. X. Effect of Light-Cured Resin Cement Application on Translucency of Ceramic Veneers and Light Transmission of LED Polymerization Units. **J Prosthodont**, 28, n. 1, p. e376-e382, Jan 2019.

ZORZIN, J.; PETSCHULT, A.; EBERT, J.; LOHBAUER, U. pH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. **Dent Mater**, 28, n. 6, p. 672-679, Jun 2012.

ANEXO A- PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DE CERÂMICAS NAS PROPRIEDADES ADESIVAS DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA

Pesquisador: João Carlos Gomes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 21589019.8.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.806.963

Apresentação do Projeto:

Projeto de Pesquisa:

INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DE CERÂMICAS NAS PROPRIEDADES ADESIVAS DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência da interposição de cerâmicas com diferentes espessuras nas propriedades adesivas de cimentos resinosos autoadesivos à dentina.

Objetivo Secundário:

- Avaliar a influência da interposição de cerâmicas com diferentes espessuras nas propriedades adesivas de cimentos resinosos autoadesivos à dentina por meio do teste de resistência de união ao microcissalhamento no tempo imediato e após um ano de armazenamento em água. - Avaliar a

influência da interposição de cerâmicas com diferentes espessuras nas propriedades adesivas de cimentos resinosos autoadesivos à dentina por meio do teste de nanoinfiltração e grau de conversão in-situ da interface formada entre cimentos resinosos autoadesivos e dentina.

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 116-B
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3108 **E-mail:** coep@uepg.br

Continuação do Parecer: 3.606.963

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Não haverá riscos potenciais para os pesquisadores, pois serão utilizados nessa pesquisa experimental os EPIs (equipamentos de proteção individual) como luvas, máscara, gorro, jaleco e óculos de proteção, de acordo com a Resolução CEPE/UEPG n.057, de 13 de julho de 2004; além do uso de instrumentais clínicos e laboratoriais esterelizados.

Benefícios:

Haverá uma contribuição científica na área de materiais dentários, com o objetivo de proporcionar ao cirurgião-dentista dados confiáveis sobre o melhor cimento a ser utilizado na cimentação de restaurações indiretas, e que garantem uma maior longevidade clínica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Serão utilizados 120 molares humanos extraídos e higienizados, três espessuras cerâmicas (1,0mm, 1,5mm e 2,0mm), quatro cimentos autoadesivos (Multilink Speed, RelyX U200, Maxcem Elite, Set PP) no tempo imediato e após um ano de armazenamento em água. As fatias de dentina serão obtidas através de corte na máquina de cortes seriados, e serão embutidas em canos de PVC. Cilindros de cimento autoadesivo serão produzidos com auxílio de matrizes plásticas "tygons", e serão fotoativados através da cerâmica posicionada acima do cimento. Após 24 h e 1 ano de armazenamento, será realizado o teste de resistência de união por microcisalhamento e a determinação dos padrões de fratura. Para avaliação da nanoinfiltração e grau de conversão in-situ, serão confeccionadas restaurações de cimento de aproximadamente 0,4mm sobre a superfície dentinária e a fotoativação através da cerâmica. O conjunto dente-cimento resinoso será seccionado e

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 116-B
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3108 **E-mail:** coep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 3.606.963

Recomendações:

Enviar o relatório final após o término do projeto por Notificação via plataforma brasil para evitar pendências

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1433899.pdf	19/09/2019 19:44:00		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	protocolodepesquisaveridiana.doc	19/09/2019 19:42:57	João Carlos Gomes	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	bancodedentes.pdf	19/09/2019 19:40:58	João Carlos Gomes	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	19/09/2019 19:40:11	João Carlos Gomes	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PONTA GROSSA, 28 de Setembro de 2019

Assinado por:
ULISSES COELHO
(Coordenador(a))