

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

ELISAMA SUTIL

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ADESIVAS A DENTINA DE ADESIVOS
UNIVERSAIS FOTOATIVADOS COM LEDs DE TERCEIRA GERAÇÃO

PONTA GROSSA
2024

ELISAMA SUTIL

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES ADESIVAS A DENTINA DE ADESIVOS
UNIVERSAIS FOTOATIVADOS COM LEDs DE TERCEIRA GERAÇÃO

Tese apresentada para obtenção do título de Doutora em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Dentística Restauradora. Linha de Pesquisa: Propriedade físico-químicas dos materiais.

Orientador: Dr. Alessandro Dourado Loguércio.

PONTA GROSSA
2024

S966 Sutil, Elisama
Avaliação das propriedades adesivas a dentina de adesivos universais
fotoativados com leds de terceira geração / Elisama Sutil. Ponta Grossa, 2024.
46 f.

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

Orientador: Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguércio.

1. Adesivo dentário. 2. Dentina. 3. Fotopolimerização. I. Dourado Loguércio,
Alessandro. II. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Dentística Restauradora.
III.T.

CDD: 617.6

ELISAMA SUTIL

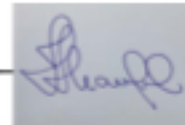
Avaliação das propriedades adesivas à dentina de adesivos universais fotoativados com LEDs de terceira geração

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 Doutora em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa de Propriedades Físico-química dos materiais dentários.

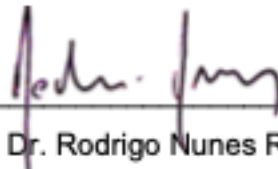
Ponta Grossa, 07 de março de 2024.



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



Profa. Dra. Fabiana Scarparo Naufel
Universidade Estadual do Oeste do Paraná



Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

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

Profa. Dra. Giovana Mongruel Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa

*Dedico este trabalho à Deus, à minha mãe Maria, à minha filha Helena e à minha
irmã Noemi*

AGRADECIMENTOS

À Deus obrigada meu amado Deus por estar comigo nessa caminhada, por me acolher e por me carregar no colo durante esses anos, por me dar forças para continuar mesmo nos dias mais difíceis de toda a minha vida. Obrigada por me mostrar que eu posso todas as coisas porque o Senhor me fortalece. Eu sonhei com esse dia, eu te pedi por esse dia, obrigada por ouvir cada oração, cada pedido, obrigada pela realização desse sonho. Esse trabalho é para ti Deus, é para adorar o teu nome. Com todo meu amor.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Alessandro D. Loguércio. Obrigada professor por ter acreditado em mim, por estar sempre de portas abertas para me ensinar. Por ter tido tanta paciência comigo, por me compreender sempre. Obrigada por ter sido um professor inspirador, um orientador excepcional e um amigo de verdade, com quem eu sei que posso contar sempre. Obrigada pelos seus ensinamentos, eles são preciosos para mim, obrigada por cada conselho, obrigada por me motivar tanto e por estar sempre disposto a ajudar. Foi uma honra ter sido sua aluna, um privilégio ser sua orientada e uma alegria ser sua amiga. Eu não tenho palavras para te agradecer professor, mas saiba que onde eu estiver estarei sempre orando e pedindo a Deus que cuide e abençoe a sua vida e a vida da sua família. Que Ele te cubra com as bênçãos mais lindas vindas diretamente dos céus. Obrigada por tudo.

Ao Professor Dr. Saulo Geraldeli. Obrigada por ter me recebido nos EUA, por ter se colocado a disposição para me ajudar em tudo. Por ter me ensinado tanto, por dividir esse seu amor contagiante pela pesquisa. Foi uma honra ter tido essa oportunidade. Muito obrigada de coração.

À minha mãe Maria: Meu exemplo de mulher guerreira, de mulher forte, de mulher de oração. Minha maior incentivadora, obrigada mãezinha por todo seu amor, por todo seu cuidado comigo e com a Helena, obrigada por me ajudar tanto, por me ouvir sempre, por me aconselhar, por me dar colo todas as vezes que eu precisei, e olha que foram muitas. Obrigada por sempre me incentivar a estudar, a correr atrás dos meus sonhos. Obrigada por fazer tudo, mas tudo que estava ao teu alcance para que eu pudesse estar realizando esse sonho. Obrigada por embarcar nessa aventura junto comigo. Obrigada por ser a melhor mãe que existe nesse mundo, por saber lidar comigo nos momentos mais difíceis, por sempre procurar me entender. Mãe, você é o anjo mais lindo que Deus colocou na minha vida. Obrigada por tudo.

À minha bonequinha Helena. Obrigada minha princesa linda por cada abraço energizante, por cada sorriso, por cada gargalhada. Obrigada por compreender as ausências da mamãe mesmo sendo tão pequena. Obrigada por apoiar a mamãe do seu jeitinho lindo e doce. Obrigada por ter sido tão corajosa nos EUA para que nós pudéssemos continuar juntinhas. Obrigada por ser o presente mais lindo que o papai do céu deu pra mamãe. Eu só consegui chegar até aqui filha porque você existe, porque você me deu seu abraço energizante, porque cada vez que eu olho pra você eu desejo absurdamente ser uma pessoa melhor. Te amo minha filhinha linda.

À minha inspiração Noemi. Minha Noemizinha, obrigada por me inspirar a seguir na pesquisa, por me ensinar a sonhar, por me ensinar que eu não posso jamais desistir, por ter investido tanto em mim. Por acreditar em mim mesmo quando nem eu mesma acreditava. Obrigada por me apoiar nas minhas decisões, por me socorrer nos meus apuros, por deixar eu levar a mãezinha comigo para os EUA. Obrigada por ser essa pessoa tão linda, com coração maravilhoso, obrigada por cuidar e amar tanto eu e a Helena. Esse trabalho também é dedicado a você minha irmãzinha linda.

À minha irmã Priscila. Minha irmã linda, com um coração enorme, obrigada pelo teu apoio, obrigada pelo teu cuidado, obrigada por me ouvir e me aconselhar sempre. Obrigada pelas tuas orações. Você foi fundamental para concretização desse sonho e eu não tenho palavras para agradecer o teu amor e toda a tua ajuda nos momentos tão difíceis que atravessei.

Ao meu irmão, Gersinho. Meu Deus, lembrar de tudo que você fez por mim enche meus olhos de lágrimas. Obrigada meu irmão, por todas as vezes que você deixou a tua casa pra vir tocar o seu violão só para me alegrar, obrigada por cada mensagem de bom dia, por cada chocolate, por ter me levado na médica quando eu fiquei doente, por cuidar de mim com tanto amor. Se eu estou aqui agora foi porque você me ajudou, foi porque você se importou, foi porque você me incentivou. Obrigada meu Gersinho lindo. Te amo pra sempre.

Às minhas sobrinhas Bruna e Ana Paula e ao meu sobrinho Emanuel que trazem tantas alegrias aos meus dias deixando essa caminhada mais leve.

À minha cunhada Evelise por ter me apoiado, orado por mim e por não medido esforços para me ajudar sempre que precisei.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UEPG. Eu tenho muito orgulho desse programa, ele é composto por professores maravilhosos,

engajados e comprometidos. Foi um privilégio poder participar da representação discente, estes professores sempre me ensinaram e sempre tiveram minha admiração, porém ao participar das reuniões do colegiado, eu pude ver o quanto eles amam nosso programa, o quanto eles se esforçam para que o PPGO cresça, para melhorar sempre, minha admiração ficou ainda muito maior. Sou externamente grata por tudo que vocês já fizeram e continuam fazendo para o nosso programa. Obrigada, pois se temos um programa de pós-graduação com essa qualidade é porque temos a sorte de ter professores como vocês a frente.

À minha querida amiga Renata Terra. Nossa amizade, que começou no mestrado, só cresceu nesse período de doutorado. Eu sou muito grata por todo seu apoio, por toda sua preocupação comigo, por ter me ajudado sempre que precisei. Por ter sido minha amiga tão preciosa nesse período. A tua amizade é muito importante pra mim, e tenho certeza que esse é só o começo dela. Amo você Renatinha.

À minha querida amiga Alejandra Nunez. Você é muito especial pra mim e eu sou eternamente grata por sua amizade, por seu apoio, por você ter me ensinado a trabalhar no laboratório com muita paciência. Por ter me oferecido teu amado amigo nos momentos que eu mais precisei. Muito obrigada por tudo Ale.

À minha querida amiga Karine Leticia da Silva. Agradeço aos céus por sua amizade, por teu carinho comigo, por estar sempre disposta a me ajudar, por me ouvir, por ser esse doce de pessoa que você é. Muito obrigada por tudo Karininha.

Aos amigos da equipe Bleaching Bond: Michel, Romina, Taynara, Michael, Lais, Gabriel, Murilo, Heloisa, Deisy, Gabriele, Fernanda. Obrigada por toda parceria neste período, vocês me ensinaram muito e eu sou extremamente grata a vocês por toda ajuda. Obrigada por estarem sempre dispostos a me ajudar. Vocês são meu Golden Team, morro de orgulho.

Ao Ronnie, meu primeiro amigo em Greenville, obrigada por tudo. Uma vida é pouco para agradecer tudo o que você fez pela minha família durante nosso período em Greenville. Obrigada por todas as caronas, pelas conversas, por me ajudar sempre nos apuros com o inglês, por emprestar o carro para nós, por fazer de nós a sua família também. Deus sempre nos surpreende com pessoas tão boas, você foi um presente de Deus, obrigada por tudo my friend.

Aos anjos de Deus Susan e John: Obrigada por nos acolher em Greenville, por transbordar o amor de Jesus sobre as nossas vidas durante os 10 meses de estágio.

Obrigada por fazer tudo que estava ao alcance de vocês para que nada nos faltasse. Vocês cuidaram tanto de nós, oro para que Deus os recompense com bênçãos sem medida. Amamos vocês para sempre.

The Memorial Baptist Church: A todos da igreja Memorial Baptist. Vocês alegraram nossos dias, foram pessoas maravilhosas conosco, nos ajudaram tanto. Muito obrigada por equipar e mobiliar a nossa casa, por nos dar apoio espiritual, por nos presentear com as cestas do Food Pantry durante todo nosso período em Greenville, obrigada por tratarem a Helena com tanto amor e carinho mesmo nos momentos mais difíceis de adaptação dela. Obrigada pelo Natal lindo e pela Páscoa tão emocionante que passamos juntos. Obrigada pelos cartões cheios de amor na nossa caixa de correio. Pelas caronas, pela minha festinha de aniversário, e por tantas outras demonstrações de amor. Que Deus os recompense grandemente por tudo que fizeram pela nossa família. Amo vocês pra sempre.

A minha querida amiga Samanta Moraes: Meu Deus, é tanta coisa para agradecer a Samanta. O tempo que passamos juntas em Greenville foi pouco mas parecia que já conhecíamos há anos. Deus escolheu você com muito carinho para fazer parte da minha família, para mostrar que ainda existe no mundo tamanha doçura. Obrigada pela tua amizade, obrigada pelo teu carinho comigo e com a minha família, por ser uma amiga para todas as horas até para limpar os dispositivos de microtração. Obrigada por compartilhar comigo a sua pesquisa e todo seu conhecimento, por me ajudar no projeto de pós-doutorado, por me incentivar e me motivar a continuar pesquisando. Pelas conversas terapêuticas no caminho de ida e de volta para ECU todos os dias. Pela parceria em tudo. Por estar sempre querendo ajudar. Obrigada por tudo, foi uma alegria ter você nessa jornada.

A minha querida amiga Silvana Pasetto: Mais um presentinho escolhido por Deus para fazer parte desse caminho. Obrigada Sil pela sua amizade linda, por nos motivar sempre, por ajudar em tudo, por se tornar parte da minha família. Você é uma inspiração para mim, e eu sou muito grata a Deus por ter te colocado em nossas vidas.

Ao meu amigo Gabriel Abuna: Obrigada por tudo, por me orientar no laboratório sempre, por estar sempre contribuindo no trabalho, por ter se tornado um amigo muito querido.

Aos amigos: Ramiro, Vanessa, Gizele, Priscila, Poliana, Luiz, Clara, Sandro, Fernanda, Berwin, Fabiana, Fernando.

À Primeira Igreja Batista de Ponta Grossa: Por todo apoio espiritual durante esses quatro anos. Obrigada pelas orações pela minha vida, obrigada por cada mensagem de apoio no período em que eu estive doente, pelas visitas, obrigada por me incentivarem e por transbordarem o amor de Jesus sobre a minha vida e sobre a vida da minha família. Suas orações pelo doutorado e pelo estágio sanduíche foram essenciais. Que Deus os recompense.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) pelo apoio concedido a esse trabalho, pela bolsa de estudos durante a participação no programa, pela bolsa de estágio de doutorado sanduíche nos EUA e por todo apoio de sempre nas nossas pesquisas.

Aos professores da Pós-Graduação por tantos conhecimentos compartilhados.

Aos funcionários do CLABMU em especial o Silvio e a Vanessa por contribuírem tanto com nosso trabalho.

À empresa FGM pela doação dos materiais que possibilitaram o desenvolvimento desse trabalho.

À East Carolina University por ter me recebido de braços abertos no estágio de doutorado sanduíche.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desse trabalho.

“Porque Dele, por Ele e para Ele são todas as coisas.”
Romanos 11: 36

DADOS CURRICULARES

ELISAMA SUTIL

NASCIMENTO 11.01.1985

Tibagi, Paraná – Brasil

FILIAÇÃO

Acir Ribas Sutil

Maria de Lourdes Verdi Sutil

2005 - 2008

Graduação em Ciências Biológicas
Universidade Estadual de Ponta Grossa
(UEPG), Ponta Grossa – PR, Brasil.

2013 - 2017

Graduação em Odontologia
Universidade Estadual de Ponta Grossa
(UEPG), Ponta Grossa – PR, Brasil.

2015-2015

Curso de Aperfeiçoamento em Estética e
Metal-Free. Associação Brasileira de
Odontologia (ABO). Ponta Grossa, PR –
Brasil

2018 – 2020

Curso de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de Concentração em
Dentística Restauradora. Nível
Mestrado. Universidade Estadual de
Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa,
PR – Brasil.

RESUMO

SUTIL, E. **Avaliação das propriedades adesivas a dentina de adesivos universais fotoativados com leds de terceira geração.** 2024. Tese (Doutorado em Odontologia) – Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2024.

O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do espectro de comprimento de onda (violeta 405 nm vs azul 445 e 465 nm) emitido pelo LED de terceira geração (Valo) na resistência de união a microtração (μ TBS), nanoinfiltração (NI) e, grau de conversão in situ (GC) de adesivos universais a dentina. Para isso, 120 molares humanos extraídos foram aleatoriamente alocados em 6 grupos de acordo com as seguintes variáveis: Sistema adesivo (Ambar Universal APS [ABU], Scotchbond Universal [SBU] e Tetric n-bond Universal [TBU] vs. Estratégias adesivas (modo Autocondicionante [AC] e com condicionamento prévio [CP]). Durante o procedimento de fotopolimerização (Valo, 1400mW/cm²), cada quadrante do dente recebeu emissão relativa a chip de diferentes comprimentos de onda, esses quadrantes foram devidamente identificados. Após a restauração, os dentes foram seccionados em palitos (resina e dentina) e testados para μ TBS, NI e GC. Os dados da μ TBS (MPa), NL (%), e DC (%) foram submetidos ao teste estatístico ANOVA para medidas repetidas de 3 fatores e teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Para os grupos ABU e SBU, não foram encontradas diferenças significativas entre os diferentes comprimentos de onda. No entanto, para TBU, a região fotopolimerizada com LED 405 apresentou menores valores de μ TBS e GC e maior NI quando comparado com os LEDs de 445 e 465 ($p < 0.01$). O grupo ABU apresentou melhores resultados de μ TBS e GC em comparação com SBU ($p = 0.001$). Não foram encontradas diferenças quando as estratégias AC e CP foram comparadas ($p > 0.05$). Assim, pode-se concluir que a adesão a dentina pode ter sido afetada negativamente, na região do chip de 405nm, quando o sistema adesivo contendo o complexo canforoquinona/ amina como fotoiniciador (Scotchbond Universal) foi fotopolimerizado com LEDs de terceira geração (poly-wave LEDs).

Palavras Chave: Adesivo dentário, Dentina, Fotopolimerização

ABSTRACT

SUTIL, E. **Evaluation of the adhesive properties to dentin of universal adhesives photoactivated with third generation LEDs.** 2024. Tese (Doutorado em Odontologia) – Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2024.

The aim of this study was evaluated the effect of wavelength range (violet 405nm vs blue 445 and 465 nm) emitted for a "poly-wave" LED curing-light (Valo) could affect the the microtensile bond strength (μ TBS), nanoleakage (NL) and, in situ degree of conversion (DC) of universal adhesives to dentin. Two hundred and twenty human molars were randomly assigned to 6 groups, according to the following variables: adhesive system (Ambar Universal APS [ABU], Scotchbond Universal Adhesive [SBU] and Tetric n-bond Universal [TBU]) vs. adhesive strategies (self-etch and etch-and-rinse mode). During the light-curing procedure (Valo, 1400mW/cm²*10s), each quadrant of tooth corresponding to different wavelength range was demarked. After restoration, specimens were sectioned into resin-dentin bonded sticks and tested for μ TBS, NL, and DC. The data from μ TBS (MPa), NL (%), and DC (%) data were subjected to 3-way repeated measures ANOVA and Tukey's test ($\alpha=5\%$). For ABU and TBU, no significant differences were observed between different wavelength range ($p > 0.05$). However, for SBU, light-curing with LED 405 showed lower μ TBS and DC values, as well as higher NL when compared to other LEDs (445 and 465) ($p < 0.01$). ABU showed better μ TBS and DC values in comparison with SBU ($p = 0.001$). No significant differences were observed when SE and ER strategies were compared ($p > 0.05$). The bonding to dentin could be localized affected when universal adhesive based on the conventional camphorquinone/amine photoinitiator (Scotchbond Universal) was light-curing with poly-wave LEDS.

Keywords: Dental Adhesive, Dentin, Light-curing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Desenho Experimental.....	32
Figura 2	Esquema de distribuição de comprimento de ondas e irradiância absoluta emitido pelo VALO Cordless	35
Figura 3	Fotomicrografias representativas da nanoinfiltração por nitrato de prata na camada híbrida.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Composição dos adesivos	30
Tabela 2	Média dos valores da resistência de união a microtração.....	36
Tabela 3	Média dos valores de nanoinfiltração.....	37
Tabela 4	Média dos valores de grau de conversão in situ.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CQ	Canforoquinona
TPO	óxido de mono-acilfosfina
PPD	1-fenyl-1,2-propanodiona
nm	Nanômetros
LED	Diodos Emissores de Luz
RC	Resina Composta
mW/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
J/Cm ²	Joule por centímetro quadrado
UV	Ultravioleta
s	Segundos
QTH	Quartzo e Tungstênio
PAC	Arco de Plasma
UF	Unidades de Fotoativação
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
AMU	Ambar Universal APS
SBU	Scotchbond Universal
TNU	Tetric n-bond Universal
CP	Com condicionamento prévio
AC	Autocondicionante
μTBS	Microtração

LISTA DE SÍMBOLOS

=	Igual
±	Mais ou menos
<	Menor
>	Maior
≤	Menor ou igual
α	Alfa
p	Significância estatística

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	SISTEMA FOTOINICIADOR	21
2.2	SISTEMAS ADESIVOS	22
2.3	UNIDADES DE FOTOATIVAÇÃO	24
3	OBJETIVOS	28
4	MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1	AVALIAÇÃO ESPECTRAL	30
4.2	PROCEDIMENTO RESTAURADOR	30
4.3	TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO A MICROTRAÇÃO	32
4.4	AVALIAÇÃO DA NANOINFILTRAÇÃO	33
4.5	GRAU DE CONVERSÃO IN SITU	33
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	34
5	RESULTADOS	35
5.1	AVALIAÇÃO ESPECTRAL	35
5.2	RESISTÊNCIA DE UNIÃO A MICROTRAÇÃO	36
5.3	AVALIAÇÃO DA NANOINFILTRAÇÃO	37
5.4	GRAU DE CONVERSÃO IN SITU	38
6	DISCUSSÃO	39
7	CONCLUSÃO	43
	REFERÊNCIAS	44

1 INTRODUÇÃO

A maioria dos compósitos resinosos e sistemas adesivos utilizados na odontologia são submetidos a um processo de fotopolimerização, sendo a canforoquinona (CQ) combinada com a co-iniciação da amina terciária o sistema de fotoiniciador mais amplamente empregado (Price, Ferracane et al. 2015; Rueggeberg, Giannini et al. 2017; Cadenaro, Maravic et al. 2019). No entanto, a CQ exige exposição prolongada ou alta irradiância devido à sua baixa eficiência energética. Mesmo em concentrações reduzidas, a CQ pode causar amarelamento nas restaurações e, quando presente em sistemas adesivos universais, sua eficácia pode ser comprometida devido à incompatibilidade com alguns componentes desses materiais (Wang et al. 2006; Alvim, Alecio et al. 2007; De Oliveira Rocha et al. 2016).

Para contornar esse problema, especialmente devido à crescente demanda estética, os fabricantes desenvolveram compósitos resinosos e sistemas adesivos mais claros para restaurações em dentes clareados (Stansbury 2000). Isso envolveu a incorporação de diversos fotoiniciadores alternativos, como Lucirin TPO (óxido de mono-acilfosfina), PPD (1-fenil-1,2-propanodiona), sistema APS (Advanced Polymerization System) ou fotoiniciadores à base de germânio nos compósitos resinosos (Neumann, Schmitt et al. 2006; Santini, Galegos et al. 2013; Rueggeberg, Giannini et al. 2017; Cadenaro, Maravic et al. 2019).

No entanto, ao contrário da CQ, que apresenta picos de absorbância na região do espectro azul (450-470nm), esses novos fotoiniciadores possuem picos de absorbância na região do espectro ultravioleta, abaixo de 420 nm. Isto torna a emissão dos LEDs de primeira e segunda geração incompatíveis, pois são limitados a um espectro de 420-490 nm (Price; Ferracane; Shortall, 2015; Rueggeberg, Giannini et al. 2017). Em resposta a isso, foram desenvolvidos os LEDs de terceira geração, também conhecidos como “poly-wave” ou “multi-wave”, neles foi criada uma combinação de diferentes chips de LED em uma mesma unidade de fotoativação para produzir um espectro mais amplo (Jandt; Mills, 2013; Rueggeberg, Giannini et al. 2017). No entanto, esses LEDs de terceira geração geralmente resultam em uma distribuição não uniforme de irradiância e comprimentos de onda na superfície devido à localização específica de cada chip na matriz geradora de luz (Price et al. 2010; Michaud, Price et al. 2014; Shortall, Felix et al. 2015).

Esta falta de uniformidade emitida pelo feixe expõe a superfície de forma desigual, produzindo uma polimerização heterogênea (Magalhaes Filho; Weig, Costa; Werneck et al. 2016, Price; Labrie; Rueggeberg; Sullivan et al. 2014; Vandewalle; Roberts; Rueggeberg, 2008). Na verdade, parece haver uma forte correlação com os valores de irradiância do feixe das unidades fotoativadoras e a microdureza dos compósitos resinosos que podem afetar a contração de polimerização, o que poderia comprometer a performance clínica das restaurações em resina composta (Sampaio; Atria; Rueggeberg et al. 2017).

Apesar das semelhanças entre sistemas adesivos e resinas compostas, as diferenças em composição e aplicação geram preocupações quanto à adesão à dentina, um substrato úmido. O sistema CQ/amina, sendo hidrofóbico, não funciona adequadamente na presença de umidade. A introdução dos sistemas adesivos universais, utilizáveis com condicionamento prévio ou autocondicionante, trouxe desafios adicionais devido às diferenças em relação aos adesivos anteriores, impactando a polimerização na presença de CQ/amina devido ao caráter hidrofílico dos monômeros funcionais presentes (Siqueira et al. 2020). Estudos indicam que adesivos contendo TPO apresentam resultados superiores em comparação com aqueles contendo CQ quando unidades de terceira geração são utilizadas (Ye, Wang et al. 2007). Outras pesquisas sugerem uma melhor polimerização em adesivos universais com o sistema APS em comparação com adesivos à base de CQ/amina (Carvalho et al. 2020).

Alguns estudos examinaram LEDs de terceira geração na polimerização de resinas compostas, uma revisão sistemática recente revelou melhorias no grau de conversão e microdureza com o uso desses LEDs em materiais com fotoiniciadores alternativos (Lima et al. 2023). No entanto, os estudos avaliados não abordavam especificamente os sistemas adesivos (Lima et al. 2023), indicando uma lacuna na pesquisa sobre o uso dessas unidades na polimerização de sistemas adesivos (Cadernaro et al 2019). Até o momento, não há estudos avaliando a polimerização não homogênea nas propriedades adesivas de adesivos universais à dentina. Diante dessas questões, o presente estudo visou avaliar o impacto da faixa de comprimento de onda do espectro violeta (405 nm) e azul (445 e 465 nm), emitido por uma unidade fotoativadora de terceira geração, nas propriedades mecânicas e adesivas de adesivos universais à dentina. As hipóteses nulas testadas foram que a faixa de

comprimento de onda não afetam (1) a resistência de união a microtração, (2) a nanoinfiltração e (3) o grau de conversão in situ de adesivos universais à dentina.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O avanço da odontologia restauradora com foco estético remonta às décadas de 1940, quando as resinas surgiram como uma alternativa para reproduzir as características naturais dos dentes. O objetivo das técnicas odontológicas vai além da restauração da função dentária, visando também aprimorar a estética (Reis; Loguércio, 2021). O desenvolvimento do material restaurador mais amplamente utilizado, a resina composta, resultou de anos de estudo e integração de conhecimentos sobre resinas compostas, sistemas adesivos e unidades fotoativadoras (Reis; Loguércio, 2021).

A resina composta é formada por matriz orgânica, porção inorgânica de partículas de carga e agente de união. A matriz consiste em monômeros de dimetacrilatos que polimerizam por meio de uma reação de adição. Essa reação é iniciada pela formação de radicais livres através de um sistema fotoiniciador (Reis; Loguércio, 2021).

2.1 SISTEMA FOTOINICIADOR

O fotoiniciador é uma molécula que, sozinha ou associada a outra, é capaz de absorver luz e gerar direta ou indiretamente compostos reativos, na forma de radicais livres, para iniciar a polimerização. O radical livre que desencadeia a polimerização é um composto instável a luz (Reis; Loguércio, 2021). Existem dois tipos de fotoiniciadores classificados pelas diferentes formas de produção de radicais livres: o tipo 1 que é iniciado pela clivagem direta de uma ligação intermolecular, ele não requer um co-iniciador, é mais reativo e geralmente funciona em comprimentos de onda mais curtos, na faixa do espectro violeta (380 a 440 nm), composto por moléculas mais claras e, por não necessitar de co-iniciador, não mancha a restauração, um exemplo é o óxido de trimetilbenzoil-difenilfosfina (TPO); O tipo 2 produz radicais livres de forma indireta, por meio da transferência de um átomo de hidrogênio de outro composto chamado de co-iniciador um exemplo é a canforquinona (Kowalska et al 2021; Reis; Loguércio, 2021).

Dentre os fotoiniciadores, o mais utilizado é o sistema canforquinona/amina. Ele forma radicais livres de forma indireta. Na presença de luz visível (espectro azul)

a CQ passa para um estado excitatório triplo e transfere um de seus elétrons para a amina alifática, resultando formação de radicais livres. Apesar de ser um bom sistema, a CQ apresenta coloração bastante amarelada o que acaba comprometendo o desempenho estético das restaurações. Além disso, concentrações maiores de CQ podem gerar polimerização precoce da RC. Diante disso, fabricantes começaram a usar outros fotoiniciadores tais como o fenilpropadiona (PPD), Lucerina TPO, Irganocure, Ivocerin, complexo APS entre outros (Kowalska et al 2021; Reis; Loguércio, 2021).

2.2 SISTEMAS ADESIVOS

Para que haja união entre a RC e o substrato dentário é necessário o uso dos sistemas adesivos. Esses sistemas adesivos são compostos por materiais à base de resina e são capazes de aderir ao esmalte e à dentina de um lado e de se ligar a uma restauração de resina composta ou cimento resinoso do outro lado. Essa conexão ocorre graças ao processo de copolimerização, no qual grupos de metacrilato do adesivo não são polimerizados em virtude de uma inibição por oxigênio reage com a RC da restauração. Esse processo será responsável pelas interações químicas e mecânicas necessárias para que ocorra a adesão (Cadernaro et al. 2019, Reis; Loguércio, 2021). Desde a década de 1950 os adesivos dentários passaram por diversas transformações especialmente na busca por uma adesão de qualidade e durável na dentina, considerada o principal desafio nesse contexto. Enquanto a adesão em esmalte é um processo simples e confiável desde o seu condicionamento com ácido fosfórico proposto por Buonocore em 1955 (Perdigão et al. 2020) a dentina, caracterizada pela sua alta umidade, difere consideravelmente do esmalte, sendo um tecido com bastante umidade, demandou abordagens mais refinadas. Isso resultou no desenvolvimento de uma ampla variedade de adesivos dentários nas últimas décadas (Perdigão et al. 2020).

Atualmente existem três categorias principais de sistemas de adesivos: os adesivos convencionais, adesivos autocondicionantes e adesivos universais. Além disso, esses materiais podem também ser classificados de acordo com a estratégia de união. Os adesivos de condicionamento total removem completamente a smear layer enquanto os adesivos autocondicionantes retiram apenas parcialmente essa

camada, sendo que ela é modificada por monômeros ácidos que posteriormente se polimerizam (Perdigão et al. 2020, Reis; Loguércio, 2021). Ambas as estratégias visam o desenvolvimento de microvilosidades retentivas de resina no substrato do esmalte ou na camada híbrida de adesivo e dentina. A camada híbrida é composta com fibras de colágeno desmineralizadas imersas na matriz resinosa do adesivo. Ou seja, a matriz dentinária inorgânica é substituída por monômeros adesivos interligados as fibrilas de colágeno após a polimerização. Além disso, em alguns tipos de adesivo, há também a interação química com a hidroxiapatita de cálcio em uma dentina parcialmente desmineralizada (Cadernaro et al. 2019).

Os sistemas adesivos são compostos por componentes ácidos para desmineralização do esmalte e dentina, um primer composto de moléculas hidrofílicas e solvente para que os monômeros adesivos que são substâncias hidrofóbicas possam infiltrar nas fibrilas de colágeno que são hidrofílicas, e a resina adesiva, que consiste nos monômeros hidrofóbicos que estão sendo infiltrados juntamente com o primer (Cadernaro et al. 2019).

As estratégias de aplicação dos adesivos de condicionamento total podem ser realizadas em três passos clínicos, seguindo a sequência a seguir: inicialmente, realiza-se o condicionamento do substrato dentário com ácido fosfórico; em seguida, procede-se à lavagem para remover completamente a smear layer; finalmente, no segundo passo clínico, aplica-se o primer, uma solução adesiva hidrófila, e somente no terceiro passo clínico aplica-se o adesivo com caráter hidrófobo. Outra abordagem para a aplicação desses adesivos envolve dois passos clínicos: após o condicionamento ácido, realiza-se a lavagem e secagem, seguida pela aplicação conjunta do primer e do adesivo. Neste caso, ambas as substâncias são pré-misturadas em um único frasco (Reis; Loguércio, 2021)

Os adesivos autocondicionantes podem ser de dois passos clínicos, o primeiro passo consiste na aplicação do primer ácido e o segundo a aplicação do adesivo hidrófobo. Eles também podem ser aplicados através de um único passo, nesse caso o primer ácido e o adesivo vêm em um único frasco e funciona como condicionante e adesivo simultaneamente (Reis; Loguércio, 2021).

Os adesivos autocondicionantes oferecem flexibilidade nas técnicas de aplicação, podendo ser utilizados em dois passos clínicos. No primeiro passo, realiza-se a aplicação do primer ácido, seguido, no segundo passo, pela aplicação do adesivo

hidrófobo. Alternativamente, esses adesivos podem ser aplicados em um único passo, em que o primer ácido e o adesivo são combinados em um único frasco, desempenhando simultaneamente as funções de condicionamento e adesão (Reis; Loguércio, 2021)

Os adesivos universais proporcionam versatilidade em suas técnicas de aplicação, podendo ser utilizados de maneira autocondicionante em um único passo clínico. Alternativamente, é possível adotar um passo adicional, realizando um prévio condicionamento ácido com ácido fosfórico e, em seguida, efetuando a lavagem para a completa remoção da smear layer (Reis; Loguércio, 2021).

Os adesivos são compostos resinosos que requerem fotopolimerização para desencadear as reações de polimerização e garantir seu desempenho. O tempo de polimerização pode variar de acordo com as especificações de cada fabricante, mas, em linhas gerais, é recomendado um período de 10 segundos quando utilizando unidades fotoativadoras de alta irradiância ($> 1.200 \text{ mW/cm}^2$) e 20 segundos quando a irradiância mínima é de 500 mW/cm^2 (Reis; Loguércio, 2021).

2.3 UNIDADES DE FOTOATIVAÇÃO

As ondas de luz visível, integrantes do espectro eletromagnético, apresentam características distintas determinadas pelo seu comprimento de onda. Este consiste na distância entre dois pontos consecutivos de uma onda, determinando a sua natureza. Esse comprimento é influenciado pela composição do material responsável por sua emissão; por exemplo, os LEDs azuis são compostos por nitreto de gálio e índio (InGaN). A frequência, determinada pelo número de ondas completas ao longo do tempo, está diretamente relacionada ao potencial energético, sendo que frequências mais elevadas indicam maior energia (Reis; Loguércio, 2021).

No contexto fotoelétrico, a irradiância desempenha papel crucial, representando a quantidade de fótons emitidos pela fonte de luz. A irradiância, também conhecida como emissão radiante, é expressa em mW/cm^2 . A exposição radiante, que representa a quantidade total de energia, é expressa em J/cm^2 e é obtida multiplicando-se a irradiância pelo tempo em segundos. A manipulação da irradiância, junto com a proporção inversa de tempo de exposição, permite alcançar uma quantidade constante de exposição radiante (Price, Ferracane et al. 2015).

As unidades fotoativadoras são instrumentos capazes de emitir energia eletromagnética de comprimento de onda entre 400 e 500 nm permitindo a ativação dos fotoiniciadores e desencadeando a polimerização de materiais resinosos. Elas são utilizadas na odontologia desde 1973 e já passaram por diversas evoluções ao longo do tempo sofreram variadas mudanças no seu desenvolvimento.

Inicialmente, as resinas eram fotopolimerizadas através da ativação por luz UV. As primeiras lâmpadas, compostas por um arco de mercúrio, emitiam luz de 365 nm, eram volumosas, necessitavam de aquecimento e apresentavam uma irradiância muito baixa (10 a 50 mW/cm²). Apesar do alto grau de conversão essas unidades tinham profundidade de cura limitada e enfrentavam problemas de baixa longevidade e preocupações com radiações, levando à sua substituição por unidades de luz visível (Pelissier et al. 2011, Reis; Loguércio, 2021).

Nas décadas de 1980 e 1990 foram utilizadas lâmpadas de luz halógena, laser argônio e arco de plasma de xenônio. Apesar das unidades de luz halógena apresentarem amplo espectro, necessitavam de filtros para controlar o calor e radiação, demandavam uma grande quantidade de energia para funcionar, com apenas em torno de 1 a 2% de toda a energia sendo efetivamente utilizada para fotoativação. Além disso, essas unidades requeriam ventiladores volumosos e barulhentos para ventilação, aumentando ainda mais o consumo de energia (Shortal 2012). No final dos anos 2000, as unidades fotoativadoras à base de diodos emissores de luz, conhecidos como LEDs, foram introduzidas no mercado, marcando uma significativa evolução na tecnologia (Shortal 2012, Reis; Loguércio, 2021).

A emissão de luz pelos LEDs ocorre por meio da eletroluminescência, onde um semicondutor com elétrons extras e outro com espaços extras permite a movimentação de elétrons quando uma corrente elétrica é aplicada. Esse movimento resulta na liberação de energia na forma de fótons (Jandt et al. 2013, Reis; Loguércio, 2021).

O comprimento de onda e a cor da luz emitida são determinados pela composição do material utilizado como semicondutor. Os LEDs têm a vantagem de gerar pouco calor, consumir pouca energia, podendo funcionar com pilhas e baterias, apresentar longa vida útil e requerer manutenção mínima, o que os torna amplamente utilizados na odontologia (Jandt et al. 2013, Shortal 2012, Reis; Loguércio, 2021).

A primeira geração de LEDs apresentava algumas limitações, como a baixa emissão irradiante, o que dificultava alcançar propriedades mecânicas adequadas para materiais resinosos. Para contornar isso, era necessário agrupar um grande número de LEDs, cada um com potência de 30 a 60 mW em cada chip. O número de LEDs variava de 6 a 62 (Reis; Loguércio, 2021).

Os LEDs de segunda geração, acompanhando os avanços da tecnologia computacional, passaram a utilizar chips maiores e mais potentes, compostos por vários microchips. Isso permitiu que fornecessem luz com emissão irradiante acima de 2.000 mW/cm². No entanto, surgiram problemas relacionados ao controle do aquecimento desses dispositivos, que agora exigem fontes de ventilação, pois, ao contrário dos LEDs de primeira geração, eles podem gerar uma quantidade significativa de calor (Pelissier et al. 2011; Shortal 2012; Reis; Loguércio, 2021).

A terceira geração dos LEDs surgiu para atender diversas necessidades na prática restauradora e ortodôntica, oferecendo amplas formas de aplicação de luz e espectro mais abrangente de ondas. Com a popularização das técnicas de clareamento dental e o uso de resinas e adesivos com fotoiniciadores diferentes do sistema CQ, tornou-se necessário o uso de diferentes comprimentos de onda nas unidades fotoativadoras, já que os LEDs de segunda geração emitiam luz apenas no espectro azul (450nm e 470nm).

Os LEDs de terceira geração apresentam chips que emitem luz azul e chips que emitem luz ultravioleta (inferior a 410nm). Alguns dispositivos possuem apenas dois chips, um para luz visível e outro para luz ultravioleta. Outros apresentam quatro chips de LED em formato quadrado, sendo três para a emissão de luz azul e um para a luz UV. Existem ainda aparelhos com três tipos diferentes de LED (465, 445 e 405 nm). Apesar de os chips UV emitirem uma irradiância menor, isso não compromete a polimerização, uma vez que os fotoiniciadores alternativos geralmente são mais reativos e necessitam de menores quantidades de fótons para serem ativados (Pelissier et al. 2011; Shortal 2012; Reis; Loguércio, 2021).

Essas unidades apresentam sistemas para uniformizar a emissão dos diferentes feixes de luz emitidos pelos chips. Três sistemas comumente usados incluem o sistema de microlentes, o sistema de fibra ótica coerente, onde as fibras são alinhadas da entrada à saída sem alterar a forma da luz, e o sistema de fibra ótica não coerente, onde as fibras não estão alinhadas e fornecem uma saída de luz

embaralhada. No entanto, estudos têm mostrado que, apesar da presença desses sistemas de uniformização, a distribuição dos feixes de luz na superfície a ser restaurada não tem sido emitida de maneira uniforme na maioria dos LEDs de terceira geração (Price 2010; Oliveira et al. 2019).

Dois estudos conduzidos por Price et al. (2010) investigaram a distribuição dos espectros azul e violeta, bem como a irradiância de unidades de fotoativação dos tipos Quartzo e Tungstênio (QTH), Arco de Plasma (PAC), LEDs de segunda geração e LEDs de terceira geração. As conclusões dessas pesquisas indicaram que os LEDs de terceira geração analisados não apresentavam uma emissão uniforme de espectros e irradiância.

O trabalho de Oliveira et al. (2019) se concentrou na caracterização de duas unidades fotoativadoras de terceira geração, visando comparar diferentes pontas utilizadas para homogeneizar a saída do feixe de luz nesses LEDs. Independentemente das pontas empregadas, os pesquisadores concluíram que o comprimento de onda e a irradiância dos diferentes tipos de chips de LEDs foram emitidos de maneira não uniforme, afetando a polimerização das resinas compostas, especialmente em maiores profundidades.

Um estudo adicional realizado por Soto-Monteiro et al. (2020) abordou a questão das pontas para homogeneizar a emissão dos feixes de luz. Nessa pesquisa, os cientistas avaliaram a microdureza de resinas compostas convencionais e Bulkfill usando a mesma unidade fotoativadora, mas com pontas diferentes: uma convencional e outra homogênea. O uso da ponta homogeneizadora resultou em um aumento significativo da microdureza no topo das resinas compostas contendo fotoiniciador alternativo, embora o efeito não tenha sido observado nas superfícies inferiores.

Entretanto, Shimokawa et al. (2018) investigaram quatro unidades de fotoativação diferentes (Bluephase 20i, Celalux 3, Elipar DeepCure-S e Valo Grand). Este estudo revelou que a unidade de fotoativação Valo Grand, que também apresenta um sistema de microlentes, mas com algumas modificações e maior diâmetro, proporcionou distribuição homogênea, aparentemente superando essa questão. Ficou evidente que as características das unidades fotoativadoras influenciam significativamente as propriedades das resinas compostas, especialmente no caso das resinas do tipo Bulk Fill.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar o impacto do comprimento de onda na faixa da luz violeta a 405 nm em comparação com as luzes azuis a 445 e 465 nm, emitidas por unidades fotoativadoras de terceira geração, nas propriedades adesivas a dentina de adesivos universais.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O estudo visou verificar como diferentes comprimentos de onda, nas faixas azul (445 e 465nm) e violeta (405 nm), influenciam a resistência de união dos adesivos universais. Isso foi investigado considerando as estratégias adesivas aplicadas, incluindo o condicionamento prévio e o autocondicionante.

A análise também focou em investigar como os diferentes comprimentos de onda, especificamente nas faixas azul (445 e 465nm) e violeta (405 nm), afetam a nanoinfiltração nos adesivos universais sob as estratégias adesivas com condicionamento prévio e autocondicionante

A eficiência da polimerização dos adesivos universais foi avaliada em relação aos diversos comprimentos de onda, abrangendo as faixas azul (445 e 465nm) e violeta (405 nm). A análise considerou como esses diferentes comprimentos de onda influenciam o grau de conversão dos monômeros nos adesivos durante a aplicação das estratégias adesivas com condicionamento prévio e autocondicionante.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Três marcas comerciais de sistemas adesivos universais foram utilizadas: Ambar Universal APS (AMU, FGM, Joinville, SC, Brasil), Scotchbond Universal (SBU, #M Oral Care; St Paul, MN, USA) e Tetric n-bond Universal (TNU, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechnstein). A composição detalhada pode ser verificada na Tabela 1. A unidade fotoativadora de terceira geração (Valo Cordless, Ultradent Products, Salt Lake City, UT, USA) foi utilizada em uma irradiância de 1400 mW/cm² por 10 segundos.

A pesquisa foi submetida e aprovada pelo comitê de ética da universidade local, protocolo número 3.542.383. Foram utilizados 120 molares humanos extraídos, que foram desinfetados com uma solução de cloramina a 0,5% e armazenados em água destilada, sendo usados no período de 6 meses após a extração. Os dentes foram seccionados paralelamente à superfície oclusal com o auxílio de um disco diamantado de baixa velocidade (Isomet, Buehler; Lake Bluff, IL, USA) sob refrigeração com água, expondo assim a dentina coronária

Uma padronização da smear layer foi realizada manualmente por um único operador com a utilização de lixa #600 em água por 60 segundos. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos (n=20 espécimes para Resistência de União, Nanoinfiltração e Grau de Conversão) com base na combinação das variáveis principais:

Adesivos:

- ABU (Ambar Universal APS),
- SBU (Scotchbond Universal),
- TBU (Tetric n-bond Universal).

Estratégias adesivas:

- Com condicionamento prévio (CP),
- Autocondicionante (AC).

Comprimento de Onda:

- Pico 405 nm,
- Pico 445 nm,
- Pico 465 nm.

A unidade de fotoativação (UF) utilizada no estudo, o Valo Cordless, possui 4 chips de LED. Um dos chips emite luz no espectro violeta, com um pico próximo a 405 nm, enquanto os outros 3 chips estão no espectro azul. Um deles emite luz aproximadamente no pico de 445 nm, e os outros 2 chips emitem luz próxima a 465 nm.

Tabela 1 Composição dos adesivos

Adesivo	Composição
ABU	10-MDP, monômeros metacrílicos, fotoiniciador, nanopartículas de sílica, etanol, co-iniciadores e estabilizadores
TBU	Etanol, acrilato de ácido fosfônico, Metacrilatos Bis-GMA, HEMA, UDMA, difenil (2, 4, 6-trimetil benzoil) fosfina, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores
SBU	10-MDP, resinas dimetacrilato, HEMA, copolímero ácido polialquênico modificado com metacrilato, nanocarreador, etanol, água, iniciadores, silano

Fonte: O Autor

4.1 AVALIAÇÃO ESPECTRAL

A emissão da luz do aparelho VALO Cordless foi mensurada através do uso de um simulador MARC patient simulator (MARC-PS, BlueLight Analytics, Halifax, NS, Canada). O VALO Cordless foi testado no modo padrão por 10 s. A ponta do aparelho fotopolimerizador foi posicionada diretamente acima a uma distância de 0mm do sensor MARC. O sensor foi conectado a um espectrofotômetro laboratorial de fibra ótica (USB4000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA) no interior da cabeça do manequim e o software MARC foi utilizado para calcular a irradiância absoluta ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) recebida pelo sensor e espectros de processamento.

4.2 PROCEDIMENTO RESTAURADOR

O estudo empregou procedimento específico para garantir a fotopolimerização de cada LED nas diferentes partes do dente. Um aparelho posicionador x-y-z (Universal light curing device holder, Odeme, Luzerna, SC, Brasil) foi utilizado para acoplar o fotopolimerizador em um suporte ótico, padronizando a posição do feixe de luz em contato com o dente. A posição de cada LED foi identificada

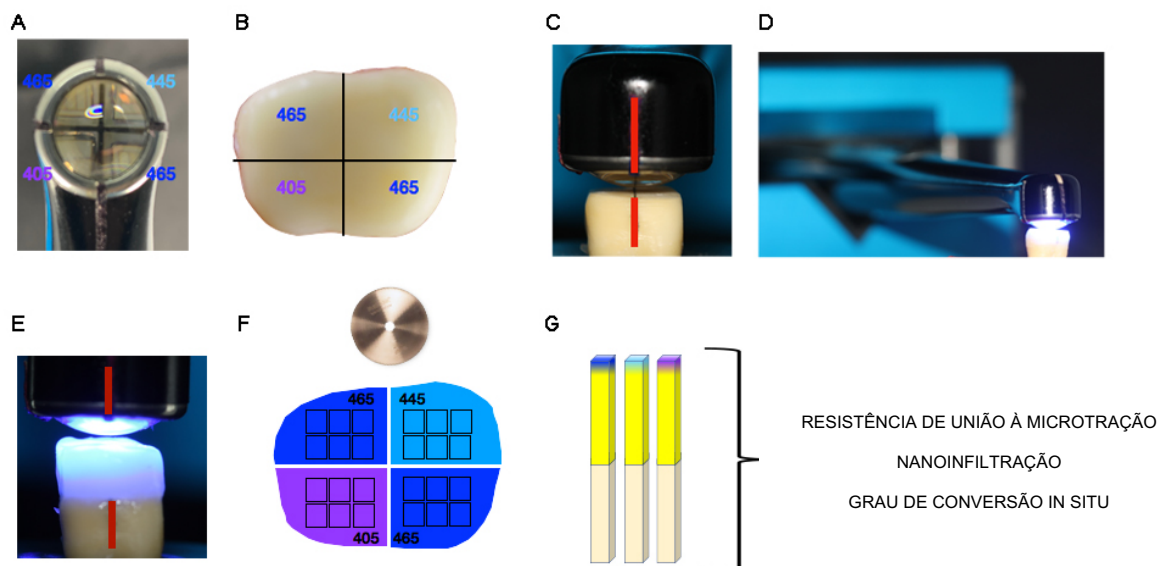
com diferentes cores no aparelho, no dente e na resina para saber o espectro de luz que cada região estava recebendo.

Para a estratégia CP, ácido fosfórico 37% (Condac, FGM Dental Products; Joinville, SC, Brazil) foi aplicado na superfície dentinária por 15 segundos, seguido por lavagem com água por 30 segundos e secagem com ar por 5 segundos. Para a estratégia AC, a dentina não foi condicionada. Em ambas as estratégias, o adesivo foi aplicado de acordo com as orientações do fabricante e fotoativado por 10 segundos a uma irradiância de 1400 mW/cm² (14 J/cm²).

A resina composta (Opallis; FGM, Joinville, Brazil) foi aplicada de forma incremental, cada incremento foi fotoativado por 40 segundos (três incrementos de 1,5 mm) utilizando a mesma unidade fotoativadora (Valo Ultradent Products) a 1400 mW/cm². Um único operador realizou todo o procedimento adesivo. O compósito foi marcado com as mesmas cores usadas previamente para garantir que a restauração fosse fotopolimerizada por cada respectivo LED (violeta, azul ou vermelho).

Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 h. Posteriormente, esses dentes foram seccionados mesio-distalmente e vestibulo-lingualmente com um disco diamantado em baixa velocidade, atravessando a interface adesiva. Isso resultou em 4 a 6 palitos por quadrante (16 a 24 por dente), com uma área aproximada de 0,8 mm² cada. Esses palitos foram mensurados com um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo; Tóquio, Japão), e o número de falhas prematuras foi registrado. Os palitos foram distribuídos para avaliação de nanoinfiltração, grau de conversão e resistência de união à microtração.

Figura 1. Desenho Experimental. A. Marcações indicativas de acordo com o pico de comprimento de onda de cada LED demarcada na ponta ativa do VALO Cordless, bem como, a demarcação correspondente de cada LED na superfície dentinária (B). C. Para garantir a exata posição, o aparelho VALO Cordless e o dente foram marcados com uma linha indicativa e posicionado no aparato específico (D). E. Fotopolimerização. F. Identificação de cada quadrante antes do corte, de acordo com cada pico de comprimento de onda. G. Palitos restaurados foram separados de acordo com os picos de comprimento de onda recebidos por cada um dos LEDs e foram selecionados para cada um dos diferentes testes metodológicos a que foram submetidos.



Fonte: O autor

4.3 TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO A MICROTRAÇÃO

Os palitos foram fixados nos dispositivos de Geraldeli utilizando cola de cianoacrilato e submetidos a um teste sobre tensão de 0,5 mm/min até a falha (Kratos Dinamômetros; Cotia, SP, Brasil). Os valores de resistência de união (MPa) foram calculados dividindo a carga de ruptura pela área da secção transversal do palito. O padrão de fratura foi categorizado como coesivo (C), indicando falha exclusiva na resina; falha em dentina (D), indicando falha exclusiva na dentina; falha exclusiva na resina (R) ou falha mista (M), utilizando um microscópio (Olympus SZ40; Tóquio, Japão) a uma ampliação de 100x. Espécimes com falha prematura foram incluídos na média dos dentes para análise estatística.

4.4 AVALIAÇÃO DA NANOINFILTRAÇÃO

Os palitos destinados para nanoinfiltração foram submetidos a uma solução de nitrato de prata amoniacal, conforme o protocolo descrito por Tay et al. 2002. Eles permaneceram nesta solução por 24 horas, sendo posteriormente lavados com água destilada e imersos em uma solução reveladora por 8 horas sob luz fluorescente para reduzir os íons metálicos de prata nos espaços da interface adesiva. Após esse processo, os espécimes foram polidos em lixas de gramatura 600, 1000, 1200, 1500, 2000 e 2500. Em seguida, as amostras foram lavadas em uma cuba ultrassônica e, após a secagem, montadas em stubs cobertas com carbono-dourado (MED 010, Balzers Union; Balzers, Liechtenstein).

As interfaces foram analisadas por meio de um microscópio eletrônico de varredura operado no modo retroespalhado (VEGA 3 TESCAN, Shimadzu, Tóquio, Japão). Foram registradas três imagens de cada palito a uma ampliação de 1500x. A porcentagem relativa de nanoinfiltração entre o adesivo e a camada híbrida de cada espécime foi mensurada utilizando o software Image J (National Institutes of Health; Bethesda, MD, EUA).

4.5 GRAU DE CONVERSÃO IN SITU

Os palitos destinados à análise do grau de conversão foram polidos e lavados em uma cuba ultrassônica. Após a secagem, foram posicionados em um microscópio micro-Raman (XploRA ONE, HORIBA Scientific; Piscataway, NJ, EUA), previamente calibrado em zero ao coeficiente usando uma amostra de silicone. As amostras foram analisadas com um laser de diodo de 532 nm através de uma objetiva de 100x. O sinal do Raman foi obtido com 600 linhas/mm em um espectro centrado entre 400 e 2000 cm^{-1} .

Os parâmetros empregados foram 100 mW, resolução espacial 3 μm , resolução espectral 1 cm^{-1} , tempo acumulado 30 s com 5 co-adições. O espectro foi obtido na interface adesivo-dentina em três sítios randômicos por palito, na dentina intertubular infiltrada da camada híbrida. O processamento dos dados foi realizado com Software Opus Spectroscopy Software versão 6.5. As médias dos valores foram submetidas a análise estatística e o espectro dos adesivos não polimerizados foram

utilizados como referência. A razão da quantidade de ligação dupla convertidos do monômero para polímero no adesivo foi obtida calculando a razão da absorção alifática de C=C (vinil) (1638 cm⁻¹) para absorção aromática de C=C (1608 cm⁻¹) sinais de amostras polimerizadas e não polimerizadas (n=5). O grau de conversão foi calculado de acordo com a seguinte fórmula:

$$\text{GC in situ (\%)} = (1 - [\text{R polimerizado}/\text{R não polimerizado}]) \times 100$$

Onde “R” é a razão entre as intensidades dos picos alifáticos e aromático em 1639 cm⁻¹ e 1609 cm⁻¹ em adesivos polimerizados e não polimerizados, respectivamente (HASS, DOBROVOLSKI et al. 2013). Além disso, os picos mais intensos observados e as ligações químicas correspondentes foram registrados para todos os materiais.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

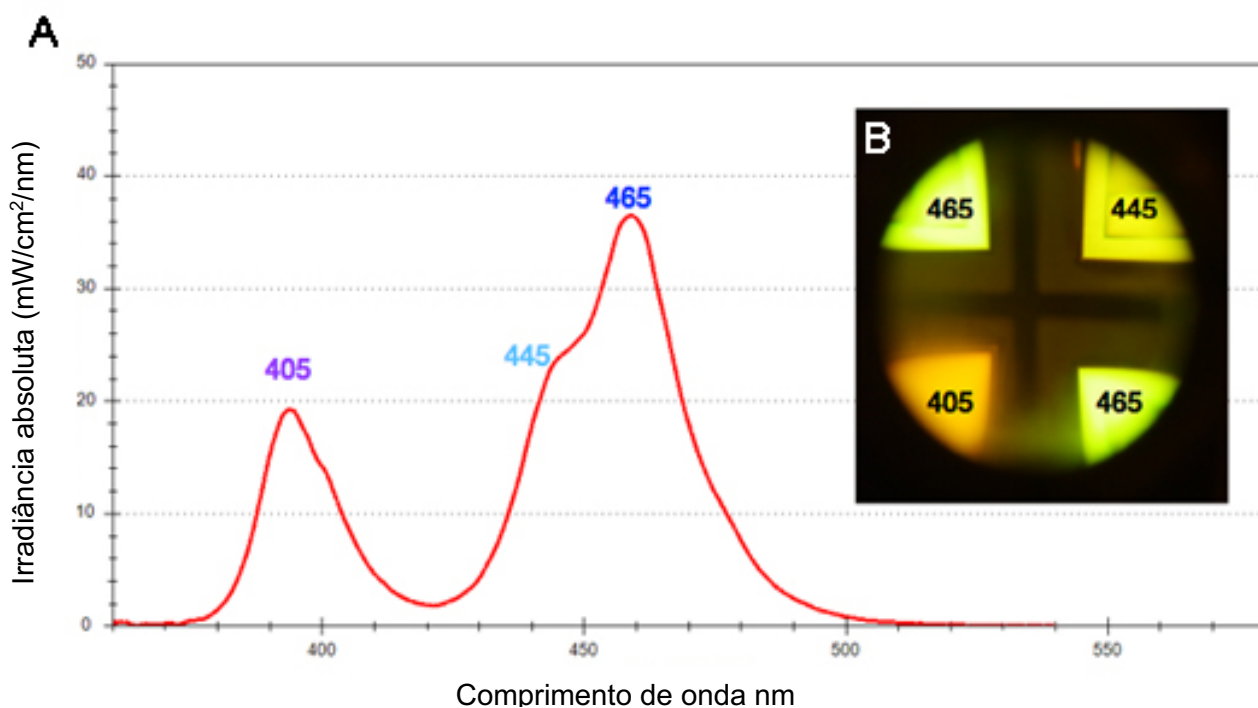
A média dos valores de resistência de união a microtração μ TBS (MPa), Nanoinfiltração (%), e grau de conversão (%) de todos os palitos dos mesmos quadrantes dos dentes foram calculadas para análise estatística sendo o dente considerado a unidade experimental utilizada. No caso do LED 465nm, a média dos dois quadrantes de cada dente foi calculada para análise estatística. O número de espécimes que apresentaram falhas prematuras foi baixo, portanto, eles não foram incluídos nos dados. A μ TBS, Nanoinfiltração, e o grau de conversão de cada grupo foi obtido da média dos vinte dentes usados em cada grupo. Para as propriedades adesivas, os dados foram submetidos ao teste estatístico ANOVA de três fatores (adesivo vs estratégia adesiva vs comprimento de onda). Para todos os testes o teste de Tukey foi aplicado ao um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 AVALIAÇÃO ESPECTRAL

Na Figura 2, é possível ver a irradiância absoluta ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) do VALO Cordless. Há três picos espectrais: um de aproximadamente 405 nm, um de aproximadamente 445 nm e outro de aproximadamente 465 nm (Figura 2b)

Figura 2. A. Esquema de distribuição de comprimento de ondas emitido pelo VALO Cordless. B. irradiância absoluta emitido pelo VALO Cordless no modo 10 s no MARC. Observe a distribuição dos diferentes picos de comprimento de onda.



Fonte: O autor

5.2 RESISTÊNCIA DE UNIÃO A MICROTRAÇÃO

A análise dos dados mostrou que o padrão de fratura na maioria dos palitos foi de fraturas adesivas e mistas (96%). Quanto aos valores de resistência de união a microtração (μ TBS), a interação entre os fatores não foi significativa, assim como o fator principal estratégia adesiva (Tabela 2; $p = 0.61$ e $p = 0.44$, respectivamente).

No entanto, os fatores primários, adesivo e comprimento de onda, foram considerados estatisticamente significativos (Tabela 2; $p = 0.001$ e $p = 0.0001$, respectivamente). Maiores valores de μ TBS foram observados para ABU comparado com SBU nos LEDs 405 e 445 (Tabela 2; $p = 0.001$). Para ABU, maiores valores de μ TBS foram observados para os LEDs 405 e 445. No entanto, não foram observadas diferenças entre 465 e 445 (Tabela 2). Para SBU, menores resultados de μ TBS foram observados para o LED 405, com resultados similares entre os LEDs 445 e 465 (Tabela 2).

Tabela 2. Média dos valores da resistência de união a microtração (MPa $\pm$ desvio padrão) para todos os grupos experimentais (*)

	Com condicionamento prévio			Autocondicionante		
	405	445	465	405	445	465
ABU	58.5 $\pm$ 2.9 a	54.7 $\pm$ 3.4a,b	54.4 $\pm$ 1.2a,b	57.9 $\pm$ 2.7 a	54.4 $\pm$ 2.3a,b	56.1 $\pm$ 2.1 a,b
SBU	40.0 $\pm$ 2.8 d	48.3 $\pm$ 3.6 c	52.9 $\pm$ 2.7b,c	42.7 $\pm$ 2.1d	48.6 $\pm$ 2.3c	52.3 $\pm$ 1.2 b,c
TBU	52.0 $\pm$ 1.9 b	49.6 $\pm$ 2.3b,c	51.3 $\pm$ 1.4 b	49.1 $\pm$ 3.4b,c	50.9 $\pm$ 2.5b,c	49.9 $\pm$ 2,1b,c

(*) Diferentes letras indicam que há diferenças estatísticas (ANOVA de três fatores e teste de Tukey; $p < 0.005$)

Fonte: O Autor

5.3 NANOINFILTRAÇÃO

A respeito dos valores de nanoinfiltração, a interação entre os produtos e a estratégia adesiva não foram significativas (Tabela 3; $p = 0.77$, $p = 0.82$, e $p = 0.35$, respectivamente). Para SBU, os valores de nanoinfiltração foram maiores quando o LED 405 foi utilizado comparando com os outros LEDs (445 e 465) (Tabela 3; $p = 0.01$). Essa diferença entre os espectros do LED não foi observada quando ABU e TBU foram aplicados (Tabela 3; $p > 0.05$).

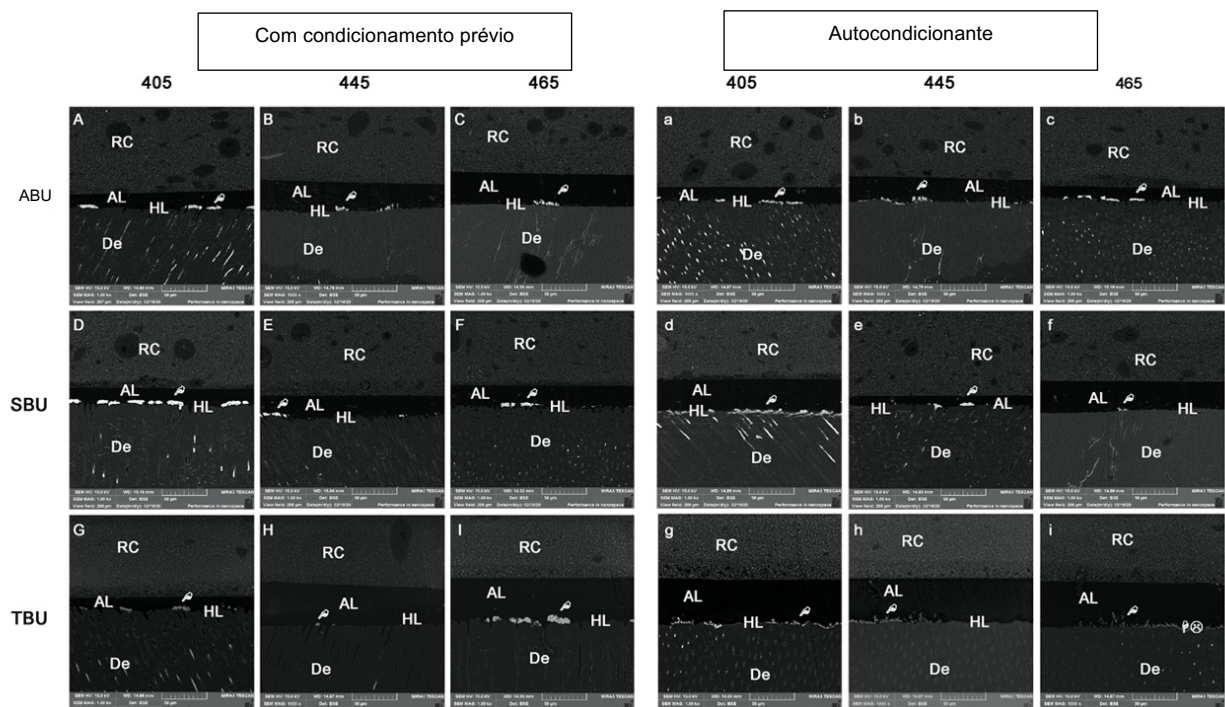
Tabela 3. Média dos valores de nanoinfiltração (% $\pm$ desvio padrão) para todos os grupos experimentais (*)

	Com condicionamento prévio			Autocondicionante		
	405	445	465	405	445	465
ABU	$7.3 \pm 2.4a$	$8.2 \pm 2.7a$	$8.7 \pm 2.4 a$	$8.1 \pm 2.1 a$	$7.3 \pm 2.1 a$	$9.2 \pm 2.4 a$
SBU	$14.5 \pm 3.2b$	$6.9 \pm 1.7a$	$7.3 \pm 2.1 a$	$14.7 \pm 3.6 b$	$9.6 \pm 3.5a$	$6.9 \pm 3.2 a$
TBU	$8.5 \pm 2.7a$	$7.0 \pm 2.6a$	$8.9 \pm 2.0a$	$8.3 \pm 2.4a$	$9.5 \pm 2.5a$	$9.4 \pm 2.8a$

(*) Diferentes letras indicam que há diferenças estatísticas (ANOVA de três fatores e teste de Tukey; $p < 0.005$)

Fonte: O Autor

Figura 3. Fotomicrografias representativas da nanoinfiltração por nitrato de prata na camada híbrida para os diferentes grupos experimentais. (1.000x). A imagem mostra que houve deposição de prata na camada híbrida em todos os grupos (indicações brancas). No entanto, independente da estratégia adesiva, é evidente uma maior deposição no adesivo SBU fotopolimerizado com LED 405. Abreviações: RC = resina composta; AL = camada adesiva; HL = camada híbrida; De = dentina.



Fonte: o autor

5.4 GRAU DE CONVERSÃO IN SITU

Em relação aos valores de grau de conversão, a interação entre os produtos e a estratégia adesiva não foram significativas (Tabela 4; $p = 0.71$ e $p = 0.38$, respectivamente). No entanto, os fatores primários, adesivo e comprimento de onda, foram considerados estatisticamente significativos (Tabela 4; $p = 0.001$ e $p = 0.01$, respectivamente). Maiores valores de grau de conversão foram observados para ABU e TBU quando comparado com SBU nos LEDs 405 e 445 (Tabela 4; $p = 0.001$). Não foram observadas diferenças significativas para ABU e TBU quando diferentes LEDs foram comparados. Por outro lado, menores valores de grau de conversão foram observados para SBU quando LED 405 foi comparado com 445 e 465 (Tabela 4; $p = 0.01$).

Table 4. Média dos valores de grau de conversão in situ ($\% \pm$ desvio padrão) para todos os grupos experimentais (*)

	Com condicionamento prévio			Autocondicionante		
	405	445	465	405	445	465
ABU	68.3 ± 1.4 a	65.5 ± 3.5 a	66.2 ± 3.7 a	66.3 ± 3.3 a	65.6 ± 3.1 a	64.3 ± 2.1 a
SBU	55.1 ± 3.1 c	61.8 ± 3.4 b	63.4 ± 3.0 a,b	56.2 ± 2.9 c	61.6 ± 2.0 b	63.4 ± 3.7 a,b
TBU	65.1 ± 2.7 a	64.6 ± 4.1 a	64.5 ± 4.0 a,b	63.0 ± 3.6 a,b	64.8 ± 3.2 a	62.5 ± 4.7 a,b

(*) Diferentes letras indicam que há diferenças estatísticas (ANOVA de três fatores e teste de Tukey; $p < 0.005$)

Fonte: O autor

6 DISCUSSÃO

A conversão de monômeros em polímeros é um processo crucial para a qualidade da adesão e o desempenho dos materiais adesivos. (Cadernaro et al. 2019). A formação dos polímeros dos sistemas adesivos ocorre por meio da ação da luz, que, devido à presença dos fotoiniciadores faz com que a reação química de polimerização seja iniciada.

Este tipo de reação ocorre de acordo com as leis da fotoquímica, a primeira lei de Grotthuss–Draper (Dutra 2018) afirma que a luz deve ser absorvida pela substância química específica para o respectivo espectro, garantindo que a reação de polimerização seja adequadamente iniciada. Portanto, é necessário que a luz emitida pela unidade de fotoativação esteja no comprimento de onda específico para o respectivo fotoiniciador (Dutra 2018). Caso isso não ocorra, a reação não inicia e os monômeros não são convertidos em polímeros, assim, o sistema adesivo não poderá exercer sua função levando a possível falha na restauração.

A segunda lei de Stark-Einstein (Dutra 2018) complementa esse processo ao indicar que, para cada fóton de luz, apenas uma molécula do sistema pode ser ativada. Assim, é crucial ter uma irradiância adequada para garantir um alto grau de conversão dos monômeros em polímeros. Um baixo grau de conversão pode resultar em problemas nas propriedades adesivas e aumentar significativamente a probabilidade de falhas. Portanto, uma polimerização adequada do sistema adesivo está diretamente relacionada à sua estabilidade. Esses princípios são fundamentais para garantir o sucesso das restaurações adesivas na prática odontológica (Cadernaro et al. 2019).

Diante dos resultados obtidos, observamos diferenças significativas na resistência de união à microtração, grau de conversão e nanoinfiltração. Esses achados nos levam a rejeitar a hipótese nula de que a faixa de comprimento de onda não afetaria essas propriedades na adesão dos adesivos universais à dentina.

Foi observado que a resistência de união à microtração (μ TBS) foi mais elevada para o adesivo Ambar Universal (ABU) em comparação com Scotchbond Universal (SBU) nos LEDs de 405 e 445 nm. Além disso, maiores valores de grau de conversão foram encontrados para ABU e Tetric n-bond Universal (TBU) em comparação com SBU nos LEDs de 405 e 445 nm. Esses resultados são coerentes

com as leis que regem o processo de fotopolimerização mencionadas anteriormente. O sistema CQ/amina, presente no adesivo SBU, absorve energia adequadamente na faixa entre 450 e 490 nm, com seu pico máximo de absorção em 468 nm. No entanto, ao analisar a composição do adesivo SBU, verifica-se que ele apresenta CQ/amina como sistema fotoiniciador. Isso explica os valores menores de μ TBS e grau de conversão nos LEDs de 405 e 445 nm, já que esses fótons não são eficientemente utilizados por esse sistema. No caso do adesivo ABU, que possui um sistema de fotoiniciador diferente (complexo APS), melhores resultados foram observados quando unidades de terceira geração foram utilizadas, sugerindo que o espectro de 380 a 420 nm seria mais adequado para esse adesivo. Esses achados estão em conformidade com a segunda lei da fotoquímica de Stark-Einstein, que indica que, para cada fóton de luz, apenas uma molécula do sistema pode ser ativada. Portanto, um maior grau de conversão foi alcançado quando os fótons de comprimento de onda adequado atingiram essa região da superfície. Paralelamente, a nanoinfiltração foi maior para o adesivo SBU quando o LED de 405 nm foi utilizado em comparação com os LEDs de 445 e 465 nm. Isso pode estar relacionado ao menor grau de conversão desses adesivos nessas regiões. Adesivos com polimerização deficiente tornam-se mais permeáveis, e a camada híbrida é menos resistente à degradação por água. Essas conclusões reforçam a importância da escolha adequada da unidade fotoativadora e do comprimento de onda na fotopolimerização de adesivos universais, influenciando diretamente suas propriedades adesivas (Cadernaro et al. 2019).

A unidade fotoativadora utilizada no presente estudo possui chips tanto para o espectro violeta quanto para o espectro azul, assim, teoricamente seria apropriado o seu uso tanto para materiais contendo fotoiniciadores alternativos quanto os que utilizam a convencional CQ/amina. O trabalho de Lima et al. 2023 constatou em uma revisão sistemática da literatura que o uso de LEDs de terceira geração melhora o grau de conversão e a microdureza dos materiais resinosos quando estes possuem sistemas fotoiniciadores alternativos. Porém, a falta de homogeneidade do feixe emitido pelos LEDs de terceira geração tem sido discutida na literatura (Price et al. 2010; Oliveira et al. 2019) e em nossos resultados foi possível notar que, apesar da unidade fotoativadora VALO Cordless apresentar um sistema de microlentes para homogeneizar a distribuição dos feixes de luz emitidos pelos seus diferentes tipos de chips, a luz continua sendo emitida de maneira não uniforme, pois diferenças nos

padrões de polimerização do adesivo se encontram entre as regiões fotoativadas pelos diferentes tipos de LED. Por outro lado, existem outras marcas de LEDs de terceira geração com diferentes formas de homogeneizar a luz emitida, inclusive o respectivo fabricante do VALO Cordless desenvolveu um equipamento no qual o sistema de microlentes foi incrementado e o diâmetro da ponta é maior (Valo Grand) o que tem mostrado uma melhora significativa na homogeneização dos feixes nas propriedades dos materiais resinosos (Shimokawa et al. 2018). Porém, ainda é necessário que novos estudos sejam desenvolvidos para avaliar o efeito de outros modelos de LEDs de terceira geração nas propriedades adesivas (Shimokawa et al. 2018).

Outro fator que não podemos deixar de mencionar aqui é a compatibilidade dos adesivos universais com o sistema CQ/amina. Este sistema fotoiniciador possui caráter hidrófobo e estudos mostram que a adesão em dentina apresenta melhores resultados quando o adesivo é aplicado na dentina úmida, assim para esse substrato seria mais indicado o uso de sistemas adesivos contendo fotoiniciadores mais hidrofílicos que a CQ/amina (Siqueira et al. 2020). O sistema adesivo SBU apresenta em sua composição o sistema fotoiniciador CQ/amina e monômero funcional HEMA (2-Hidroxil metacrilato) o qual, além de uma fase hidrófoba, também possui fase hidrofílica para melhora a infiltração do adesivo no interior da dentina, no entanto essa porção hidrofílica é incompatível com a CQ/amina, e a polimerização nessa região é prejudicada. Os fotoiniciadores alternativos não possuem tal incompatibilidade, sendo os mais indicados para compor os adesivos universais (Wang et al. 2006).

No presente estudo houve o cuidado especial em separar cada região de acordo com a localização de cada chip presente na ponta da unidade de fotoativação. Isso possibilitou uma análise mais criteriosa a respeito da emissão localizada dos feixes emitidos. Por exemplo, no estudo de Basílio et al. 2021 os resultados de microtração e nanoinfiltração diferem dos nossos achados, pois não foram afetados significativamente pelo uso de diferentes adesivos e resinas com diferentes fotoiniciadores, contudo, a metodologia foi diferente dos métodos do nosso estudo. No estudo de Basílio et al 2021, os corpos de prova não foram separados de acordo com o comprimento de onda dos LEDs, o que pode ter interferido nas análises estatísticas. Isso também foi verificado no estudo de Miletic et al. 2013 que avaliou se haveria diferenças no grau de conversão e na resistência de união de adesivos

universais a dentina contendo CQ ou óxido de fosfina – TPO. Os resultados evidenciaram diferenças apenas nas diferentes estratégias adesivas, sendo que o TPO poderia ser usado no lugar da CQ quando fotopolimerizado com unidades fotoativadoras de terceira geração/poliwaves. No caso do sistema alternativo APS, o trabalho de Carvalho et al. 2020 comparou o uso de LEDs de terceira geração com LEDs de segunda geração na fotoativação de adesivos universais nas propriedades adesivas da dentina radicular, este trabalho também comparou sistemas contendo CQ/amina e apenas complexo APS, apesar de não ter sido feita a avaliação dos feixes de forma localizada, como em nosso trabalho, os resultados apontaram para um melhor resultado no grau de conversão, nanoinfiltração e push-out quando o adesivo contendo APS apenas como fotoiniciador foi fotoativado com LED de terceira geração.

Infelizmente, é raro os fabricantes detalharem todos os fotoiniciadores presentes em seus materiais ou indicarem quais espectros são mais adequados (Michaud et al., 2014), o que pode impactar negativamente o desempenho clínico das restaurações. É crucial que a emissão espectral da unidade esteja alinhada com os espectros de absorção dos fotoiniciadores nos materiais (Shortal 2012). Adicionalmente, observa-se que a presença ou ausência de determinados componentes nos materiais analisados influencia diretamente seu desempenho, tornando-o dependente das características específicas do material.

7 CONCLUSÃO

Diante do exposto, é possível concluir que os diferentes comprimentos de onda, emitidos pelo LED de terceira geração Valo Cordless, não são distribuídos de forma uniforme sobre a superfície da camada adesiva e que isso afeta negativamente a resistência de união a microtração, grau de conversão e nanoinfiltração de adesivos universais a dentina nas regiões onde o comprimento de onda não está alinhado com o fotoiniciador presente no material. Portanto, o conhecimento detalhado acerca de fotoiniciadores de polimerização presentes nos materiais e o espectro emitido pela sua unidade de fotoativação é de suma importância para o clínico.

REFERÊNCIAS

ALVIM HH, ALECIO AC, VASCONCELLOS WA, FURLAN M, DE OLIVEIRA JE, SAAD JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. **Dent Mater.** V. 23, n. 10, p. 1245-1249, Out. 2007.

BASÍLIO M, GREGORIO R, CÂMARA JV, SERRANO L, CAMPOS PR, PIEROTE JJ, GROISMAN S, PEREIRA G, BARRETO S. Influence of different photoinitiators on the resistance of union in bovine dentin: Experimental and microscopic study. **J Clin Exp Dent.** v. 12, n. 2, p.132-139, Fev. 2021.

CADENARO M, MARAVIC T, COMBA A, MAZZONI A, FANFONI L, HILTON T, FERRACANE J, BRESCHI L. The role of polymerization in adhesive dentistry. **Dent Mater.** V. 35, n. 1, p. e1-e22, Jan. 2019.

DE OLIVEIRA DCRS, ROCHA MG, CORREA IC, CORRER AB, FERRACANE JL, SINHORETI MAC. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. **Dent Mater.** v. 32, n. 10, p. 1209-1217, Out. 2016.

DE OLIVEIRA D, ROCHA MG, CORRER AB, FERRACANE JL, SINHORETI M. Effect of Beam Profiles From Different Light Emission Tip Types of Multiwave Light-emitting Diodes on the Curing Profile of Resin-based Composites. **Oper Dent.** v. 44, n. 4, p. 375-378, Jul/Ago. 2019.

FERRACANE JL. Resin composite--state of the art. **Dental Materials.** v. 27, n. 1, p. 29-38, Jan. 2011.

HAENEL T, HAUSNEROVÁ B, STEINHAUS J, PRICE RB, SULLIVAN B, MOEGINGER B. Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. **Dent Mater.** V. 31, n. 2, p. 93-104, Fev. 2015.

HASS V, DOBROVOLSKI M, ZANDER-GRANDE C, MARTINS GC, GORDILLO LA, RODRIGUES ACCORINTE MDE L, GOMES OM, LOGUERCIO AD, REIS A. Correlation between degree of conversion, resin-dentin bond strength and nanoleakage of simplified etch-and-rinse adhesives. **Dent Mater.** v. 29, n. 9, p. 921-928, Set. 2013

ILIE N, HICKEL R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? **Dent Mater J.** v. 27, n. 2, p. 221-228, Mar. 2008.

JANDT KD, MILLS RW. A brief history of LED photopolymerization. **Dent Mater.** v. 29, n. 6, p. 605-617, Mar. 2017.

KOWALSKA A, SOKOLOWSKI J, BOCIONG K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives. **Polymers (Basel).** v. 13, n. 3, p. 470, Fev. 2021.

MAGALHÃES FILHO TR, WEIG KM, COSTA MF, WERNECK MM, BARTHEM RB, COSTA NETO CA. Effect of LED-LCU light irradiance distribution on mechanical properties of resin based materials. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**. V. 63, p. 301-307, Jun. 2016.

MICHAUD PL, PRICE RB, LABRIE D, RUEGGERBERG FA, SULLIVAN B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. **J Dent**.v. 42, n. 2, p. 129-139, Fev. 2014.

MILETIC V, PONGPRUEKSA P, DE MUNCK J, BROOKS NR, VAN MEERBEEK B. Monomer-to-polymer conversion and micro-tensile bond strength to dentine of experimental and commercial adhesives containing diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide or a camphorquinone/amine photo-initiator system. **J Dent**. v. 41, n. 10, p. 918-926, Out. 2013.

NEUMANN MG, SCHMITT CC, FERREIRA GC, CORRÊA IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. **Dent Mater**. v. 22, n. 6, p. 576-584, Jun. 2006.

PELISSIER B, JACQUOT B, PALIN WM, SHORTALL AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. **Dent Update**. V. 38, n. 10, p. 660-662, Dez. 2011.

PERDIGÃO J, ARAUJO E, RAMOS RQ, GOMES G, PIZZOLOTTO L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. **J Esthet Restor Dent**. v. 33, n. 1, p. 51-68, Jan. 2021.

PRICE RB, LABRIE D, RUEGGERBERG FA, FELIX CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. **J Esthet Restor Dent**. v. 22, n. 6, p. 363-377, Dez. 2010.

PRICE RB, LABRIE D, RUEGGERBERG FA, SULLIVAN B, KOSTYLEV I, FAHEY J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. **Dent Mater**. V. 30, n. 12, p. 1345-1357, Dez. 2014.

PRICE RB, FERRACANE JL, SHORTALL AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. **J Dent Res**. V. 94, n. 9, p. 1179-86, Set. 2015.

RUEGGERBERG FA, GIANNINI M, ARRAIS CAG, PRICE RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Braz Oral Res**. v. 31, n. 28, p.e61, Ago. 2017.

REIS, A.; LOGUÉRCIO, A. D. **Materiais dentários diretos**: Dos fundamentos à aplicação clínica. Rio de Janeiro: Editora Santos, 2021.

SAMPAIO CS, ATRIA PJ, RUEGGERBERG FA, YAMAGUCHI S, GIANNINI M, COELHO PG, HIRATA R, PUPPIN-RONTANI RM. Effect of blue and violet light on

polymerization shrinkage vectors of a CQ/TPO-containing composite. **Dent Mater.** V. 33, n. 7, p. 796-804, Jul. 2017.

SANTINI A, GALLEGOS IT, FELIX CM. Photoinitiators in dentistry: a review. **Prim Dent J.** v. 2, n. 4, p. 30-33, Out. 2013

SHIMOKAWA CAK, TURBINO ML, GIANNINI M, BRAGA RR, PRICE RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. **Dent Mater.** v. 34, n. 8, p. 1211-1221, Ago. 2018.

SCHNEIDER CA, RASBAND WS, ELICEIRI KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. **Nat Methods.**v. 9, n.7, p. 671-675, Jul. 2012.

SHORTALL AC, PALIN WM, JACQUOT B, PELISSIER B. Advances in light-curing units: four generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use: Part 2. From present to future. **Dent Update.** V. 39, n. 1, p. 13-7.20-2, Jan. 2012.

SHORTALL AC, FELIX CJ, WATTS DC. Robust spectrometer-based methods for characterizing radiant exitance of dental LED light curing units. **Dent Mater.** v. 31, n. 4, p. 339-350, Abr. 2015.

SOTO-MONTERO J, NIMA G, RUEGGEBERG FA, DIAS C, GIANNINI M. Influence of Multiple Peak Light-emitting-diode Curing Unit Beam Homogenization Tips on Microhardness of Resin Composites. **Oper Dent.** V. 45, n. 3, p. 327-338, Mai/Jun. 2020.

STANSBURY J. W. Curing dental resins and composites by photopolymerization. **J Esthet Dent.** V. 12, n. 6, p. 300-308, 2000.

TAY FR, PASHLEY DH, SUH BI, CARVALHO RM, ITTHAGARUN A. Single-step adhesives are permeable membranes. **J Dent.** v.30, n. 7-8, p. 371-382, Nov. 2002.

VANDEWALLE KS, ROBERTS HW, RUEGGEBERG FA. Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. **J Esthet Restor Dent.** V. 20, n. 2, p. 108-117, 2008.

YE Q, WANG Y, WILLIAMS K, SPENCER P. Characterization of photopolymerization of dentin adhesives as a function of light source and irradiance. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** v. 80, n. 2, p. 440-446, Fev. 2007.