UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

LUANA MENEZES DE MENDONÇA

**INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO E COR DE CERÂMICAS NA
TRANSMISSÃO DE LUZ E NO GRAU DE CONVERSÃO DE
CIMENTOS RESINOSOS DE ATIVAÇÃO DUAL**

BAURU
2015

LUANA MENEZES DE MENDONÇA

**INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO E COR DE CERÂMICAS NA
TRANSMISSÃO DE LUZ E NO GRAU DE CONVERSÃO DE
CIMENTOS RESINOSOS DE ATIVAÇÃO DUAL**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

BAURU
2015

M523i

Mendonça, Luana Menezes de
Influência da composição e cor de cerâmicas
na transmissão de luz e no grau de conversão de
cimentos resinosos de ativação dual / Luana
Menezes de Mendonça. – Bauru, 2015.
91 p. : il. ; 31cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia
de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

*Com todo meu amor e gratidão, dedico este trabalho aos meus pais **ANTÔNIO** e **LUZIA**, minha base, minha estrutura, meu exemplo, meu TUDO! Serei eternamente grata pelo amor incondicional, pelo apoio constante e pela valiosa educação. Amo vocês!*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

*Ao meu orientador **Prof. Dr. LUIZ FERNANDO PEGORARO**.
Palavras não serão suficientes para expressar todo meu carinho e
minha gratidão pelo senhor. Todos esses anos de convivência só
aumentaram minha grande admiração e respeito pelo seu trabalho,
pela sua pessoa e pela sua família. Agradeço imensamente por sua
dedicação ao meu objetivo, por sua paciência e por ser criterioso. Tudo
isso tornou-me melhor como pessoa e como profissional. Fique certo de
que o senhor será lembrado a cada dia de trabalho e de conquista
profissional, como meu mentor, meu professor, meu querido
orientador, meu amigo, meu pai em Bauru.*

Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

*A **DEUS**, por me dar força para sempre seguir em frente, por me proteger e por ter colocado tantos amigos-anjos em minha caminhada.*

*Aos meus irmãos **JÚNIOR** e **ALLAIN**, os melhores do mundo, por se fazerem presentes mesmo diante da distância. Vocês são meu porto-seguro. As minhas conquistas sempre serão de vocês também. Eu os amo incondicionalmente.*

*Às minhas cunhadas **FRANCIELY** e **CLARISSA**, pela torcida e carinho.*

*Aos meus amados sobrinhos **ARTHUR**, **PEDRO**, **ANA LUIZA** e **ALICE** por serem a razão do meu melhor sorriso. Titia é mais feliz desde que vocês entraram em minha vida.*

*À minha vovó **NENÊ**, pelo exemplo de vida e de fé, e por me ensinar a importância da família e dos estudos. Eu amo a senhora.*

*Ao meu amor **HENRIQUE**, por sempre ser aquela mão estendida a me levantar dos tropeços da vida e a me impulsionar a ter coragem para seguir em frente. Sinto que juntos somos mais fortes. Agradeço pelo carinho, dedicação, companheirismo, enfim pelo AMOR. Agradeço também à família que pude escolher, Sr. **PAULO**, D. **ELENILDA**, **RODRIGUS**, **LIDIANE** e **ANDRÉ**, que me receberam com muito carinho e torcem por minhas conquistas.*

*A todos os meus familiares, tias, tios, primos e primas, que acreditam, torcem e rezam por mim. Em especial, ao meu primo **ANDRÉ** e à sua esposa **TATI**, pelo incentivo e por representarem para mim exemplos de profissionais competentes e dedicados.*

*Às minhas amigas-irmãs **CAROL**, **CÍNTIA**, **KARIN**, **LIVIA AGUIAR** e **LIVIA MARIA**. Cada uma com sua singularidade contribuiu de maneira decisiva para o meu amadurecimento pessoal e profissional. Serei eternamente grata por ter vocês em minha vida. Vocês são a minha melhor parte! Eu as amo com todas as forças e por isso a distância nunca será um limite para nossa amizade.*

*Às minhas queridas amigas e irmãs de orientação **ILANA** e **LAÍS**. Agradeço por todas as conversas, pela troca de conhecimento, pelas risadas, enfim, por tornarem os meus dias mais leves e divertidos. Nossa aproximação nesses últimos anos foi essencial para que eu conseguisse concluir essa etapa da minha vida. Ilaninha, quer maior prova de amor do que lhe passar o meu posto no coração do nosso chefe? Amo vocês e as quero para sempre em minha vida.*

*Aos amados amigos que fiz na FOB/USP, **ANA SÍLVIA, HUGO, JORGE, LEONARDO BONJARDIM, LÍVIA LOPES, LUIZ, MAX DÓRIA, MAX LAURENT** e **VITOR**. Juntos, desenvolvemos-nos profissionalmente e pessoalmente, e assim continuaremos, juntos. Vocês me ensinaram que amigos também viram família. Amo vocês! Agradeço também a **MARCOS DANIEL LANZA** pelo convívio amigo e profissional, pela trocas de experiências e aprendizado.*

*Às amizades que conquistei em Bauru de **DRICA, FLÁVIA, GUSTAVO, LULU** e **LEANDRO**, por continuarem presentes em minha vida, apesar da distância física. Vocês são muito especiais.*

*Aos meus colegas pós-graduandos **ANDRÉA, FERNANDA FERRUZZI, FERNANDA PIRAS, FERNANDA SAMPAIO, VERENA, NAILA, JULIANA HOTTA** e **TEREZA**, por todo conhecimento compartilhado.*

*Aos meus amigos de faculdade, em especial a **FRANCISCO, MELINA** e **SAIONE**, pela amizade, incentivo e carinho de sempre.*

*Aos meus amigos de trabalho que estão sempre me apoiando **ANTÔNIO, CAETANO, CAMILA, DJALMYR JR** e **THAYSA**.*

*Às minhas amigas da vida inteira, **GABRIELA** e **LARISSA**, por me mostrarem que independentemente do tempo e da distância, nossos corações estarão sempre ligados por nossa amizade verdadeira! Ao presente de Deus, minha amada afilhada **LUÍZA***

*A todos os **PROFESSORES DOUTORES DO DEPARTAMENTO DE PRÓTESE**: Ana Lúcia, Carlos Araújo, Estevam Bonfante, Gerson Bonfante, José Rubo, Karin Neppelenbroek, Paulo Conti, Renato de Freitas, Simone Soares, Vinícius Porto e Wellington Bonachela, pelos valiosos conhecimentos transmitidos.*

*À Profa. Dra. **LUCIMAR FALAVINHA VIEIRA**, por todo carinho e amizade. Agradeço também pela generosidade e paciência em me passar seus conhecimentos clínicos. Tenho uma grande admiração, respeito e carinho pela senhora. Serei eternamente grata!*

*Ao Prof. Dr. **PEDRO CÉSAR GARCIA DE OLIVEIRA**, pelo carinho, amizade e torcida desde a época da especialização. Sempre lembrarei dos seus ensinamentos. Muito obrigada!*

*Ao Prof. Dr. **ACÁCIO LINS DO VALLE**, pelas experiências compartilhadas, confiança e amizade.*

*À Profa. Dra. **LINDA WANG**, pelo carinho e, principalmente, pela confiança. Sua ajuda foi imprescindível para a realização desta pesquisa. Desde que a conheci, minha admiração e respeito só aumentam. Agradeço por tudo.*

*Ao Prof. Dr. **JOSÉ ROBERTO PEREIRA LAURIS** pela orientação e paciência durante a análise estatística deste estudo.*

*A toda **EQUIPE DA PÓS-GRADUAÇÃO**, pelo trabalho árduo e silencioso que realizam todos os dias em prol de nossa universidade.*

*Às funcionárias da clínica de reabilitação oral **CLEUSA** e **HEBE**, meu reconhecimento pelo valioso serviço e, principalmente, pela amizade. Vou levar a lembrança de vocês para o resto da minha vida.*

*Aos funcionários e amigos do Departamento de Prótese, **CLÁUDIA**, **CLEIDE**, **MARCELO**, **RIVA** e **VAL**, pela dedicação e colaboração. Em especial, a **DÉBORA** por todo apoio, carinho e amizade.*

*Aos **FUNCIONÁRIOS DO CENTRO INTEGRADO DE PESQUISA (CIP)**, pela disposição e solicitude em me auxiliar durante a realização desta trabalho.*

*Aos **FUNCIONÁRIOS DO LABORATÓRIO DE MATERIAIS DENTÁRIOS**, pela seriedade e organização, essenciais para a concretização desta pesquisa.*

*À **FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**, Universidade de São Paulo, através da pessoa da Profa. Dra. Maria Aparecida Moreira Machado, diretora, e do Prof. Dr. Carlos Ferreira dos Santos, pelo apoio institucional.*

*À **CAPES**, pela bolsa de Doutorado, auxílio indispensável para a realização deste trabalho.*

*À técnica em prótese dentária **MÁRCIA**, do Laboratório Porta Lupi, pela confecção das pastilhas de cerâmica.*

*À **UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**, instituição onde me graduei, à qual sempre levarei em memória e em meu coração. Não poderia deixar de agradecer aos meus professores de graduação Dr. **GUSTAVO BARRETO**, Dra. **IGNEZ AURORA**, Dr. **JOSÉ ALOYZIO** e Dra. **MARIA DE FÁTIMA**, pelo incentivo em seguir a carreira acadêmica.*

Enfim, a todos aqueles que torcem por minha felicidade e que, dessa maneira, são contribuidores das minhas conquistas.
Muito obrigada!

“Os grandes navegadores devem sua
reputação aos temporais e
tempestades.”

Epicuro

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a transmitância de diferentes tipos e cores de cerâmicas e seus efeitos no grau de conversão (GC) de dois tipos de cimentos resinosos com modo de polimerização dual. Foram confeccionadas 60 pastilhas com a cerâmica IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e divididas em 3 grupos: LT, MO e Z, com 20 pastilhas cada um. Nos grupos LT e MO, as pastilhas foram confeccionadas com a cerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez (LT - *low translucency*) e de média opacidade (MO - *medium opacity*), respectivamente. No grupo Z, as pastilhas foram confeccionadas em zircônia. Cada grupo foi subdividido em 5 subgrupos (n=4), de acordo com a cor da cerâmica: A2; A3,5; B2; C2; D3. No grupo LT, as pastilhas foram prensadas nas cores anteriormente citadas e, nos grupos MO e Z, as pastilhas foram, inicialmente, confeccionadas para simular infraestruturas e, posteriormente, receberem aplicação de cerâmica de revestimento IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nas mesmas cores. O espectrofotômetro UV 1800 Shimadzu foi utilizado para medir a transmitância de cada espécime de cerâmica (2,0 mm de espessura). Para medir o GC, espécimes dos cimentos resinosos Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e Rely X U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), com espessura de 100 µm, foram fotopolimerizados sob os discos de cerâmica por 40 s. Espécimes dos cimentos fotoativados sem a interposição da cerâmica foram usados como grupo controle. A polimerização dos cimentos foi avaliada através da espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) empregando o método de reflexão atenuada total (ATR) imediatamente após a fotopolimerização. Os resultados foram submetidos aos testes ANOVA a 1 critério e Teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Os valores de transmitância foram inferiores a 1%, sendo que as do grupo LT apresentaram, em geral, os maiores valores de transmitância, seguidos dos grupos MO e Z. O GC do cimento Variolink II não sofreu influência da interposição da pastilha de cerâmica. Para o cimento Rely X U200, a interposição de alguns tipos/cores de cerâmica (LT A3,5; MO A2; MO A3,5 e Z A3,5) diminuíram o GC em relação ao grupo controle. Concluiu-se que os valores de transmitância e GC foram influenciados pelos tipos/cores de cerâmica. Entretanto, somente o grupo formado pela cerâmica de dissilicato de lítio LT, usando o Rely X U200, apresentou correlação negativa entre transmitância e GC.

Palavras-chave: Cimentos resinosos. Cerâmicas. Transmitância. Grau de conversão.

ABSTRACT

Effect of ceramic composition and shade in light transmission and degree of conversion of dual-cure resin cements

The aim of the present study was to evaluate the transmittance of different ceramic types and shades and their effects on the degree of conversion (DC) of two dual-cure resin cements. Sixty discs were fabricated with IPS e.max ceramic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and divided into three groups (n= 20 in each group): LT, MO and Z. For LT and MO groups discs were fabricated with low translucency (LT) and medium opacity (MO) lithium disilicate ceramic, respectively. Discs from Z group were manufactured of zirconia. Each group was divided into five subgroups (n = 4), according to the ceramic shade: A2; A3,5; B2; C2; D3. In the LT group, specimens were heat-pressed in shades cited above and in the MO and Z groups, the discs were initially fabricated as core materials and then veneered with veneer ceramic (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in the same shades. A spectrophotometer UV-1800 Shimadzu was used to determine the transmittance percentage of each ceramic specimen (2.0-mm-thick). For DC measurements, the resin cements (Variolink II - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein and Rely X U200 - 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) specimens (thickness: 100 μ m) were photocured under the ceramic discs (2.0-mm-thick) for 40 s. Specimens photocured without the ceramics discs were used as control group. ATR/FTIR spectrometry was used to evaluated the extent of polymerization for all cement specimens immediately after photocuring. The results were submitted to one-way ANOVA and Tukey test ($\alpha=5\%$). The transmittance percentage was less than 1% and the LT group had the highest transmittance values, followed by MO and Z groups. The %DC of Variolink II cement was not influenced by the ceramic disc interposition. For Rely X U200 cement, the interposition of some ceramics types/shades (LT A3,5, MO A2, MO A3,5 and Z A3,5) significantly decreased the %DC compared to control group. It was concluded that the transmittance values and %DC were influenced by the ceramics types/shades. However, only the LT group, using the Rely X U200, showed a negative correlation between transmittance and %DC.

Key words: Resin cements. Ceramics. Transmittance. Degree of conversion.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	-	Figura 1: Divisão dos grupos e subgrupos, de acordo com a composição e cor das cerâmicas	51
Figura 2	-	Enceramento das pastilhas	52
Figura 3	-	Aplicação da camada de cerâmica de cobertura na infraestrutura MO posicionada na matriz metálica	53
Figura 4	-	Esquema do dispositivo acoplado ao ATR (corte longitudinal)	55

- GRÁFICOS

Gráfico 1	-	Média e desvios-padrão da transmitância obtida nos diferentes grupos	59
Gráfico 2	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica LT.....	63
Gráfico 3	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica MO.....	64
Gráfico 4	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica Z.....	64
Gráfico 5	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica LT	65
Gráfico 6	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica MO.....	66
Gráfico 7	-	Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica Z	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média dos valores (%) e desvios-padrão da transmitância	59
Tabela 2 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Variolink II e Rely X U200, sem e com interposição de cerâmica.....	61
Tabela 3 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Variolink II, sem e com interposição de cerâmica.....	62
Tabela 4 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Rely X U200, sem e com interposição de cerâmica	62
Tabela 5 - Médias do GC (%) do cimento Variolink II e da transmitância (%) obtidas nos diferentes grupos de cerâmica avaliados	63
Tabela 6 - Médias do GC (%) do cimento Rely X U200 e da transmitância (%) nos diferentes grupos de cerâmica avaliados	65

LISTA DE ABREVIATURA, SIGLAS E SÍMBOLOS

PPF	prótese parcial fixa
GC	grau de conversão
FTIR	espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier
%	percentual
CAD-CAM	técnica de processamento computadorizado
Zr	zircônio
ZrO ₂	dióxido de zircônio
°C	graus celsius
Y-TZP	zircônia estabilizada por ítrio
n	número de espécimes
mm	milímetro
nm	nanometro
>	maior que
BISGMA	bisfenol A-metacrilato de glicidila
UDMA	uretano dimetacrilato
TEGMA	triétileno glicol dimetacrilato
4-META	4-metacriloetiltrimelitato anidro
10-MDP	10-metacriloiloxidecildihidrogenofosfato
HEMA	hidroxietilmetacrilato
PMMA	polimetil metacrilato
DMAEMA	metacrilato de dimetilaminoetilo
C=C	ligações duplas de carbono
C-C	ligações covalentes de carbono
DSC	calorimetria exploratória diferencial
DTA	análise térmica diferencial
STRAFI-MRI	imagem de ressonância magnética por dispersão
Mw/cm ²	miliwatts por centímetro quadrado
LED	diodo emissor de luz
h	horas
s	segundos
PPD	fenilpropanodiona

Lucirin	TPO óxido de monoacilfosfina
ATR	método de reflexão atenuada total
cm ⁻¹	unidade de energia de comprimento de onda
g	gramas
α	alfa
<	menor que

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	23
2.1.1	Translucidez das cerâmicas odontológicas	26
2.2	CIMENTOS RESINOSOS	31
2.2.1	Grau de conversão (GC) dos cimentos resinosos	33
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	49
4.1	CONFEÇÃO DAS PASTILHAS EM CERÂMICA.....	51
4.2	AVALIAÇÃO DA TRANSMITÂNCIA DAS CERMÂMICAS.....	54
4.3	AVALIAÇÃO DO GC DOS CIMENTOS RESINOSOS.....	54
4.4	TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	56
5	RESULTADOS	57
5.1	TRANSMITÂNCIA	59
5.2	GRAU DE CONVERSÃO	60
5.3	TRANSMITÂNCIA x GRAU DE CONVERSÃO	62
6	DISCUSSÃO	67
7	CONCLUSÕES	77
	REFERÊNCIAS	81

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O emprego dos cimentos resinosos cresceu de forma significativa nos últimos anos em função do aumento na demanda por restaurações unitárias ou próteses parciais fixas (PPF), tanto em dentes anteriores como nos posteriores, confeccionadas somente em cerâmica, como alternativa para as restaurações metalocerâmicas (TRAJTENBERG; CARAM; KIAT-AMNUAY, 2008). As propriedades adesivas desses cimentos ao esmalte, dentina, ligas e cerâmicas e sua baixa solubilidade passaram a justificar seu emprego na cimentação dessas restaurações, promovendo retenção e redução na concentração de estresse na interface dente/cimento/restauração (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007; MANSO et al., 2011).

Os cimentos resinosos são classificados, segundo seu modo de ativação, em fotopolimerizável, autopolimerizável ou de polimerização dual (DIAS-ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999). Os cimentos de dupla ativação foram desenvolvidos na tentativa de combinar as propriedades desejáveis do rápido endurecimento proporcionado pela fotoativação com a segurança da polimerização química nas áreas distantes da fonte luz (OZYESIL; USUMEZ; GUNDUZ, 2004). Embora apresentem as duas formas de polimerização (química e física), elas são suplementares e independentes, ou seja, a polimerização química não irá ativar a porção fotossensível do cimento, caso a exposição à luz seja insuficiente (CARVALHO et al., 2004; PEDREIRA et al., 2009; MORAES et al., 2011; OLIVEIRA et al., 2012).

Os cimentos resinosos adesivos estão bem documentados na literatura e podem ser considerados como “padrão ouro” (FLURY et al., 2013). Entretanto, a cimentação adesiva é um procedimento altamente sensível devido à necessidade de vários passos pré-operatórios na estrutura dentária e na cerâmica, os quais exigem sensibilidade técnica e, por isso, são suscetíveis a erros. Um erro, durante esses procedimentos ou durante a aplicação do cimento propriamente dito, pode levar à falha da restauração cerâmica (RADOVIC et al., 2008). Com o objetivo de simplificar a técnica de cimentação e eliminar as dificuldades relacionadas com a técnica de

adesão, uma outra categoria de cimento resinoso foi introduzida no mercado e são chamados de cimentos resinosos autoadesivos, de cura dual, que combinam o uso do adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade de preparo prévio da estrutura dentária (DE MUNCK; VAN MEERBEEK, 2004; AL-ASSAF et al., 2007; FLURY et al., 2013).

Para que os cimentos de cura dual apresentem propriedades físicas, mecânicas e biológicas ideais, uma adequada intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador deve ser capaz de gerar energia suficiente para ativar e promover um adequado grau de conversão (GC), uma vez que a diminuição da radiação atua de forma negativa no processo de cura desses cimentos (KOCH et al., 2007; NORONHA FILHO et al., 2010; VALENTINO et al., 2010). Essa redução da radiação resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores, como baixa dureza, baixa resistência ao desgaste, instabilidade de cor, microinfiltração, reações teciduais adversas, aumento do índice de sorção de água, maior solubilidade e maior possibilidade de falha precoce (FERRACANE, 1985; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; ORTENGREN et al., 2001; VALENTINO et al., 2010; MANSO et al., 2011).

Dentre os métodos utilizados para avaliação do GC de compostos resinosos, é possível citar os testes com espectrofotômetro, penetração com agulha fina, agitação do material em solventes à base de acetona e testes de microdureza (DE GEE, 2001). Os testes com espectrofotômetros são os métodos mais indicados para essa finalidade por permitirem mensurações detalhadas dos grupos metacrilatos não-reativos (ACQUAVIVA et al., 2009).

A diminuição da intensidade de luz pode ser causada pela absorção e dispersão da luz no interior da massa de cimento devido à sua composição química, tamanho das partículas, espessura e coloração; composição, espessura e cor das restaurações indiretas; distância da luz fotopolimerizadora, tempo e intensidade de potência do aparelho fotopolimerizador (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990; EL-MOWAFY; RUBO, 2000; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002; SOARES; SILVA; FONSECA, 2006; ARRAIS et al., 2008; BORGES et al., 2008; ILIE; HICKEL, 2008; ACQUAVIVA et al., 2009; LIM; YU; LEE, 2010; NORONHA FILHO et al., 2010; PEREIRA et al., 2010; VALENTINO et al., 2010). Tem sido observado que o GC dos

monômeros nos cimentos resinosos de polimerização dual é influenciado quando são ativados sob restaurações cerâmicas (ILIE; HICKEL, 2008; NORONHA FILHO et al., 2010; BUENO et al., 2011), pois as cerâmicas podem influenciar a transmissão da luz e, conseqüentemente, diminuir a radiação que chega ao cimento (BORGES et al., 2008).

No mercado odontológico existe um grande número de cerâmicas com diferentes composições, conteúdo cristalino, propriedades mecânicas e variedade de translucidez, que podem impedir/diminuir a passagem de luz durante a fotoativação do cimento resinoso (BORGES et al., 2008). O termo translucidez pode ser definido como a quantidade de radiação que passa através de uma superfície (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980). A translucidez de uma cerâmica odontológica não só interfere na estética final da restauração, como também exerce influência na polimerização do cimento resinoso e, conseqüentemente, na escolha do material de cimentação (KOCH et al., 2007).

Devido à diversidade de componentes presentes nas cerâmicas odontológicas, estas são consideradas materiais opticamente heterogêneos, ou seja, consistem em um meio transparente com pequenas partículas com diferentes índices de refração (ANUSAVICE, 2005) e apresentam diferentes graus de translucidez que podem ser alterados por algumas características da cerâmica como espessura, estrutura cristalina, porosidades entre as camadas, possível mudança na constituição da infraestrutura e reflexo da interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (HEFFERNAN et al., 2002a, 2002b).

Diante da grande variedade de sistemas cerâmicos, bem como de diferentes características (espessura, cor, estrutura cristalina, técnica de confecção), que podem aparecer numa restauração estética, percebe-se a necessidade de mais estudos a fim de saber se a quantidade de luz que alcança o cimento resinoso subjacente à restauração cerâmica é suficiente para obter um GC adequado. Como a qualidade de polimerização é um fator crucial para a longevidade das restaurações ceramocerâmicas, avaliar o GC dos cimentos resinosos utilizados nessas restaurações torna-se um critério importante na escolha do agente cimentante mais adequado para cada tipo de restauração. Desta maneira, o objetivo desta pesquisa foi avaliar o grau de transmitância de diferentes tipos e cores de cerâmicas e seus

efeitos no GC de dois tipos de cimentos resinosos com modo de polimerização dual, através de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

De maneira geral, as cerâmicas odontológicas são constituídas por oxigênio e um ou mais elementos metálicos ou semimetálicos, tais como alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, silício, sódio, estanho, titânio e zircônio (ANUSAVICE, 2005), e caracterizam-se por apresentar duas fases: uma fase cristalina (ou mineral), circundada por uma fase vítrea (ou de vidro) (GIORDANO; MCLAREN, 2010). A quantidade e a natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas das cerâmicas (POWERS, 2004). Aumentando-se a quantidade da fase cristalina de uma cerâmica, ou seja, sua quantidade de minerais, aumenta-se sua resistência à propagação de trincas, por exemplo (POWERS, 2004), mas diminui sua translucidez.

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas em três classes básicas: (1) cerâmicas predominantemente vítreas; (2) cerâmicas vítreas reforçadas por partículas; e (3) cerâmicas policristalinas (KELLY; BENETTI, 2011).

- - Cerâmicas predominantemente vítreas: essas cerâmicas são as que melhor imitam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. Seus átomos estão distribuídos espacialmente de maneira irregular e apresentam uma estrutura amorfa. Elas são compostas por feldspato de potássio ou de sódio e quartzo (KELLY; BENETTI, 2011). E são indicadas para a confecção de *inlays*, *onlays* e facetas laminadas e, principalmente, para recobrimento de infraestruturas, sejam estas metálicas ou cerâmicas de alta resistência (KELLY, 2004).
 - - Cerâmicas vítreas reforçadas por partículas: nessas cerâmicas as partículas de carga são adicionadas à composição vítrea básica para melhorar as propriedades mecânicas e controlar os efeitos ópticos como cor, opalescência e opacidade (KELLY; BENETTI, 2011). Essas cargas são normalmente cristalinas, mas também podem ser
-

obtidas a partir do processo denominado ceramização, em que a fase cristalina é obtida a partir da cristalização controlada e dirigida de certos tipos de vidro (ANUSAVICE, 2005). As primeiras partículas de carga utilizadas nas cerâmicas odontológicas foram as do mineral chamado leucita (GIORDANO, 2000). Inicialmente, a adição de 17 a 25% de massa dessas partículas às cerâmicas vítreas aumentou o coeficiente de expansão térmica da cerâmica e, conseqüentemente, sua compatibilidade para aplicação sobre infraestruturas metálicas (KELLY; BENETTI, 2011). Depois, aumentou-se a concentração de leucita para 35 a 55% de massa em determinados vidros ceramizados com o objetivo de promover o aumento da resistência do respectivo material, sem causar prejuízo estético, já que a leucita possui índice de refração semelhante ao do feldspato, propriedade importante para manter sua translucidez (KELLY; BENETTI, 2011). São indicadas para facetas laminadas e restaurações parciais (*inlays*, *onlays* e *overlays*) ou totais para dentes anteriores (GIORDANO; MCLAREN, 2010).

A alumina, ou óxido de alumínio, pode ser utilizada para reforçar as cerâmicas vítreas. Quando as cerâmicas contêm de 40 a 50% de alumina na fase cristalina podem ser usadas para a confecção de facetas laminadas, *inlays*, *onlays*, *overlays* e coroas totais, sem associação a uma infraestrutura metálica para dentes anteriores ou posteriores (FRANCISCONI et al., 2012). Outros grupos que podem ser incluídos nessa classificação são as cerâmicas do grupo In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) (KELLY, 2004; KELLY; BENETTI, 2011), que contêm aproximadamente 72% de óxido de alumínio e são confeccionadas por meio da técnica de *slip casting* (sinterização associada à infiltração por vidro) (FRANCISCONI et al., 2012).

Mais recentemente, uma cerâmica vítrea composta por 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio (IPS Empress 2, atualmente com a denominação de IPS e.maxPress e IPS e.maxCAD, Ivoclar Vivadent) está sendo muito utilizada na confecção de restaurações unitárias, em função de suas excelentes propriedades ópticas e mecânicas (KELLY; BENETTI, 2011). São indicadas para facetas laminadas, *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas unitárias para dentes anteriores e

posteriores até o segundo pré-molar (FRANCISCONI et al., 2012). Esse sistema está disponível tanto para as técnicas de injeção a alta temperatura como para a tecnologia CAD-CAM (técnica de processamento computadorizado) (CONRAD; SEONG; PESUN, 2007). Associada ao sistema CAD-CAM, a cerâmica de cobertura IPS e.max Ceram à base de nanofluorapatita foi desenvolvida para estratificar todos os tipos de estruturas IPS e.max (KINA; BRUGUERA; ROMANINI, 2008).

- - Cerâmicas policristalinas: esse grupo de cerâmica não possui componentes vítreos. Seus átomos são agrupados de forma mais densa em cadeias regulares, dificultando a propagação de trincas, diferentemente da rede de átomos menos densa e irregular encontrada nas cerâmicas vítreas. Os sistemas cristalinos mais conhecidos são a alumina densamente sinterizada (99,5% de óxido de alumínio) e o zircônio (Zr) (KELLY; BENITTI, 2011). Como biomaterial, o Zr é utilizado na forma de dióxido de zircônio (ZrO_2), também conhecido como zircônia, que pode ser encontrada em 3 formas (RAIGRODSKI et al., 2012): cúbica, que é estável apenas em temperaturas acima de 2.370°C e tem propriedades mecânicas moderadas; tetragonal, que é estável entre temperaturas de 1.170 – 2.370°C e possui boas propriedades mecânicas; monoclinica, que é estável em temperatura ambiente até 1.170°C, mas com pobres propriedades mecânicas (DENRY; KELLY, 2008; VAGKOPOULOU et al., 2009).

O óxido de ítrio é um óxido de estabilização adicionado à zircônia pura para estabilizá-la à temperatura ambiente e para gerar um material multifásico, conhecido como zircônia parcialmente estabilizada (RAIGRODSKI, 2004). As zircônias estabilizadas por ítrio (Y-TZP) são amplamente utilizadas pela maior rigidez e resistência, permitindo a construção de *copings* mais finos e confecção de PPF totalmente em cerâmica nas regiões posteriores (GRIGGS, 2007; ZHANG et al., 2012). As cerâmicas policristalinas são, em geral, contraindicadas na construção de PPF em uma única camada em regiões estéticas, devido à sua maior opacidade e menor translucidez quando comparadas às cerâmicas vítreas (KELLY, 2004; BALDISSARA et al., 2010).

Existem duas formas disponíveis de usinagem de infraestruturas de Y-TZP: pré-sinterizada e pós-sinterizada. A confecção de *copings* pela técnica pós-sinterizada requer um equipamento mais robusto e o processo é mais demorado. Atualmente, a técnica pré-sinterizada é mais utilizada. Nessa técnica, são obtidas infraestruturas sobredimensionadas e, em seguida, é feita a sinterização em alta temperatura. Esse procedimento resulta em aproximadamente 25% de contração que tem de ser compensada, previamente, no processo de usinagem (BACHHAV; ARAS, 2011).

2.1.1. Translucidez das cerâmicas odontológicas

Translucidez representa a quantidade de radiação que passa através de uma superfície (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980). De acordo com essa definição, os métodos para quantificar tal propriedade são transmissão direta, transmissão total (inclui espalhamento) e reflectância (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980). Ainda há outras maneiras de se medir a translucidez dos materiais dentários, através do cálculo do parâmetro de translucidez ou por meio da razão de contraste (KURSOGLU; MOTRO; KAZAZOGLU, 2015).

Os fatores que afetam a translucidez da cerâmica incluem espessura da cerâmica (HEFFERNAN et al., 2002a), tipo de estrutura cristalina (EL-MELIEGY, 2003), número de queima da cerâmica, ciclos repetidos para pigmentação da cerâmica (O'BRIEN et al., 1991; CHO et al., 2006), tamanho das partículas, pigmentos, número, tamanho e distribuição de defeitos e porosidade (GIORDANO; MCLAREN, 2010).

O entendimento da translucidez não é importante apenas em função das propriedades estéticas, que irão determinar a correta seleção do tipo de cerâmica de acordo com os dentes vizinhos e de diferentes substratos, mas também para a correta seleção do cimento. O sucesso das restaurações cerâmicas depende da durabilidade da união entre a cerâmica/ agente cimentante/ esmalte/ dentina, sendo que a qualidade dessa união depende da adequada polimerização do cimento resinoso (ILIE; HICKEL, 2008). Quando se utilizam cimentos que requerem irradiação para deflagração do processo de polimerização, a redução na transmissão de luz através da cerâmica pode resultar em uma polimerização

insuficiente do cimento resinoso (SHIMURA et al., 2005; MESE; BURROW; TYAS, 2008).

Brodbelt, O'Brien e Fan (1980) compararam a translucidez de diferentes cores de cinco cerâmicas: Ceramco B.F. (59, 62, 65, 67 e 91), Vita VMK (A1, B3 e B4), Neydium (LY-2, LC-3, LC-3/LR-3, DY-3/DC-3 e DY-1/DC-1), Willceram (59, 62, 65 e 67) e Steeles (61, 65 e 67) (n=4). A transmitância direta (feixes diretos) e total (feixes diretos + luz dispersa) foram medidas entre os comprimentos de onda de 400-700 nm. Para 1,0 mm de espessura, os valores de transmitância direta foram baixos e atingiram uma média de 0,13%, quando comparados com os valores da transmitância total de 26,8%. Esses resultados indicam um grau elevado de dispersão de luz, uma vez que as cerâmicas dentárias transmitiram 200 vezes mais luz através da transmissão total do que da direta.

Watts e Cash (1994) analisaram a transmissão de luz azul visível (comprimento de onda entre 400 e 500 nm) em dentina humana, cerâmicas à base de alumina, resinas compostas e ionômero de vidro restaurador. Os espécimes foram preparados com espessuras entre 0,2 e 5,0 mm. Foram utilizados dois detectores na avaliação, um radiômetro que responde ao espectro de 400 a 500 nm (IL350, International Light) e um outro baseado no foto-diodo que responde a altas intensidades (RS Components). Os autores perceberam que a reflexão da luz azul visível variou de 30 a 90% entre os materiais investigados, resultando em baixa porcentagem de transmissão de luz que pode influenciar na reação de cura dos materiais fotopolimerizáveis.

Em relação à composição, Heffernan et al. (2002a) mostraram que as cerâmicas odontológicas utilizadas na confecção de infraestrutura apresentam diferentes graus de translucidez. Como exemplo, da mais translúcida para a menos translúcida, têm-se as seguintes cerâmicas: In-Ceram Spinel > Empress, Procera, Empress 2 > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zircônia. Quanto à passagem de luz, as infraestruturas confeccionadas em zircônia são comparadas às superfícies metálicas. Os mesmos autores, em 2002b, utilizando o mesmo espectrofotômetro (Lambda 20) e calculando a razão de contraste, avaliaram cerâmicas com diferentes espessuras, cerâmica de cobertura e *glaze*, simulando restaurações totalmente em cerâmica. Os autores observaram que houve variação na translucidez, em todos os

sistemas cerâmicos testados, com a aplicação da cerâmica de cobertura, e que o *glaze* resultou em redução na opacidade de todos os materiais testados, exceto os completamente opacos, como a cerâmica In-Ceram Zircônia.

Peixoto et al. (2007) avaliaram o efeito da cor e da espessura da cerâmica na transmissão da luz. Foram testadas quatro espessuras (1,5; 2,0; 3,0; 4,0 mm) e oito cores da cerâmica Duceram (A1; A4; B1; B4; C1; C4; D2; D4). Para mensurar o coeficiente de transmissão de luz foi utilizado um medidor digital (Newport Optical Power Meter, modelo 835). De todas as amostras, as cerâmicas de cor A1 e D2, com espessura de 1,5 mm, apresentaram as maiores porcentagens de transmissão (8,32 e 8,48%, respectivamente); e as cores A4 (0,08%), B4 (0,24%) e C4 (0,01%), com espessura de 4,0 mm, as menores. Os autores observaram redução significativa da porcentagem de transmissão de luz com o aumento da espessura da cerâmica para a maioria das cores. Perceberam também que quanto maior a espessura da cerâmica, maior é o número de cores que possui transmissão de luz estatisticamente igual. Portanto, a redução da transmissão da luz está mais associada à espessura do que à cor da cerâmica.

Chen et al. (2008) avaliaram a translucidez, através do cálculo de translucidez relativa com um medidor de cor IS-2B, de quatro cerâmicas utilizadas na confecção de infraestrutura (IPS Empress 2 dentina, VITA In-Ceram Alumina, VITA In-Ceram Zircônia, Cercon Base Zircônia), com 0,5 mm de espessura. As duas cerâmicas contendo zircônia apresentaram maior opacidade, seguidas da Vita In-Ceram Alumina e IPS Empress 2.

Baldissara et al. (2010) avaliaram a translucidez de *copings* de zircônia fabricados com diferentes sistemas CAD/CAM (Lava Frame 0,3 and 0,5 mm, IPS e.max ZirCAD, VITA YZ, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon e Cercon Base). A cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) foi usada como grupo controle. A translucidez foi medida pelo método de transmissão direta com um radiômetro digital montado em uma câmara escura. Os autores observaram que a espessura das infraestruturas em zircônia tem influência na translucidez, sendo demonstrado que, quanto mais espessa a infraestrutura, menor é sua translucidez. Notaram também que as infraestruturas confeccionadas em zircônia (IPS e.max ZirCAD) são aproximadamente 51% menos translúcidas do que as confeccionadas

em dissilicato de lítio (IPS e.max Press), considerando essa última como tendo 100% de translucidez.

Lim, Yu e Lee (2010) compararam a translucidez, através do cálculo do parâmetro de translucidez, de cerâmicas empregadas na confecção de infraestruturas, de cerâmicas indicadas para revestimento nas cores A2 e A3 e de espécimes confeccionados com infraestrutura e cerâmica de revestimento. Os autores concluíram que a translucidez das cerâmicas revestidas, semelhantes às utilizadas em clínica, sofrem maior influência do tipo de cerâmica de infraestrutura do que da cor da cerâmica de revestimento. As infraestruturas em In-Ceram Spinell e In-Ceram Alumina foram as mais opacas, seguidas pela de zircônia. As cerâmicas feldspáticas juntamente com as de dissilicato de lítio foram as mais translúcidas.

De acordo com Luo e Zhang (2010), a translucidez de restaurações cerâmicas é diminuída após a aplicação da cerâmica de cobertura, independentemente da técnica utilizada para a sua aplicação. Os autores compararam a transmitância de espécimes cerâmicos confeccionados com diferentes técnicas de aplicação de cerâmica de cobertura em infraestruturas de IPS e.max ZirCAD. Observaram que aqueles confeccionados através da prensagem da cerâmica de cobertura foram mais translúcidos do que os demais (condensação seguida de sinterização e técnica de *cutback*), em função da homogeneidade na distribuição dos cristais. Na técnica de condensação por camadas, seguida da sinterização, os cristais possuem tamanhos assimétricos, distribuição não homogênea e alta porosidade. O grupo confeccionado por meio da técnica de *cutback*, a qual a infraestrutura é parcialmente revestida por cerâmica prensada e sequencialmente por camadas de cerâmica de cobertura condensadas e sinterizadas, foi o menos translúcido. Isso porque o conteúdo e distribuição dos cristais e porosidade variam em cerâmicas de cobertura prensadas e condensadas em camadas, de modo que a luz é refletida na interface entre as duas camadas fabricadas com técnicas diferentes, e então a transmissão é reduzida.

Spyropoulou et al., em 2011, investigaram a translucidez, através de espectrofotômetro, de três cores (leve, média e intensa) da cerâmica para infraestrutura Procera Zircônia com 0,6 mm de espessura. Os autores observaram que as mesmas são parcialmente translúcidas (razão de contraste variou entre

0,880 e 0,885) e apresentaram diferença estatisticamente significativa entre cores específicas, devido à quantidade de pigmentação existente, mas clinicamente imperceptível.

Para Ilie e Stawarczyk (2014), a quantidade de luz que passa através da cerâmica é um aspecto importante na cimentação adesiva, uma vez que muitos cimentos de ativação dual revelam uma elevada sensibilidade à exposição de luz azul. Em seus estudos, foi observada a quantidade de luz transmitida em cerâmicas à base de zircônia de cores (CL0, CL1, CL2, CL3 e CL4) e espessuras diferentes (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5 e 3,0 mm), utilizando o espectrofotômetro USB4000. A cerâmica vítrea A3C, VITABLOCS Mark II, foi utilizada como grupo controle. Para todos os materiais testados, a transmitância diminuiu com o aumento da espessura da cerâmica. A zircônia não pigmentada (CL0) foi menos translúcida do que o grupo controle. A quantidade de luz transmitida através de restaurações mais espessas que 1,5 mm em zircônias mais claras (CL1) e mais espessas que 0,5 mm em zircônias mais escuras (CL2, CL3 e CL4) pode influenciar na polimerização do cimento resinoso. Assim, é recomendado o uso de cimentos de cura dual menos sensíveis à luz.

Kursoglu, Motro e Kazazoglu (2015) investigaram o parâmetro de translucidez, utilizando espectrofotômetro CM2600d de duas cerâmicas diferentes (IPS e.max Press e IPS Empress Esthetic) com diferentes combinações de espessuras da cerâmica de infraestrutura e da de revestimento. Concluíram que a espessura total da restauração (infraestrutura + revestimento) exerce efeito na translucidez do material, sendo que, quanto maior a espessura, menor a translucidez. Quando a espessura total é reduzida, a translucidez da cerâmica de infraestrutura exerce mais influência na translucidez da restauração total do que a cerâmica de revestimento.

2.2 CIMENTOS RESINOSOS

Os cimentos resinosos são essencialmente resinas compostas fluidas de baixa viscosidade (ANUSAVICE, 2005). A matriz orgânica dos cimentos resinosos é composta, geralmente, por bisGMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila), UDMA (uretano dimetacrilato) ou TEGDMA (triétileno glicol dimetacrilato), que são monômeros resinosos, enquanto a parte inorgânica é composta por partículas de cargas silanizadas, normalmente de vidro ou sílica. Alguns cimentos possuem em suas formulações monômeros como o 4-META (4-metacriloxietiltrimelitato anidro), HEMA (hidroxietilmetacrilato), 10-MDP (10-metacrilóiloxidecildihidrogenofosfato) e PMMA (polimetil metacrilato), responsáveis pela adesão química entre a estrutura dentária e ligas metálicas (SENSI; BARATIERI; MONTEIRO, 2008).

Além dos componentes estruturais, também são encontrados nesses cimentos iniciadores/ativadores que são importantes para deflagrar o processo de ativação. Os compostos resinosos que necessitam da presença da luz para iniciar o processo de polimerização são formulados contendo dois componentes: um fotoiniciador, que é ativado com absorção da luz, e um coiniciador que não absorve luz, mas interage com o fotoiniciador ativado para gerar radicais livres e iniciar a polimerização. Geralmente, o fotoiniciador utilizado é uma diquetona (canforoquinona), a qual é ativada em um comprimento de onda aproximado de 470 nm, e uma amina alifática terciária, geralmente um metacrilato de dimetilaminoetilo (DMAEMA), os quais produzem uma eficiente polimerização (OGUNYINKA et al., 2007). Já os compostos que realizam a polimerização química possuem em sua composição uma amina terciária e um peróxido, geralmente o peróxido de benzoíla (POWERS, 2004).

Os cimentos resinosos são classificados, segundo seu modo de polimerização, em fotopolimerizável, autopolimerizável ou de polimerização dual (DIAS-ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999; ANUSAVICE, 2005). Geralmente, os cimentos autopolimerizáveis são indicados para cimentação de restaurações metálicas e núcleos intrarradiculares nos procedimentos clínicos em que o material de restauração pode impedir a passagem de luz para a ativação física do cimento. Apresentam tempo de trabalho reduzido, o que dificulta a execução das etapas clínicas da cimentação, especialmente em próteses de múltiplos elementos. Os

cimentos fotopolimerizáveis apresentam polimerização ativada pela luz. Esses materiais permitem maior controle do tempo de trabalho e apresentam maior estabilidade de cor, sendo indicados para restaurações cuja espessura e cor do material não impedem a passagem de luz (ANUSAVICE, 2005).

Os cimentos resinosos de ativação dual foram desenvolvidos com o objetivo de conciliar as vantagens dos dois mecanismos de ativação. Tais características são desejáveis para a estabilização inicial das cadeias poliméricas, controle do tempo de trabalho e possibilidade de se atingir alto GC dos materiais, mesmo na ausência de luz (ativação física) (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Algumas vantagens de sua utilização são relacionadas à baixa solubilidade, propriedades físicas superiores e propriedades adesivas (RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993; HOFMANN et al., 2001; FARIA E SILVA et al., 2011). Os cimentos de ativação dual são ideais em situações em que a opacidade e a espessura da restauração possam dificultar a ativação pela luz para polimerizar toda espessura da camada de cimento (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Como consequências da exposição insuficiente à luz podem ocorrer diminuição do GC e comprometimento das propriedades físicas dos cimentos (LOVELL et al., 2001; TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITTU, 2007; ARRAIS et al., 2008).

Os cimentos resinosos estão disponíveis nas formas pó/líquido ou pasta/pasta. Atualmente, a forma pasta/pasta é mais comumente utilizada (HILL, 2007). Eles são indicados e concebidos para várias situações clínicas, de acordo com suas propriedades (HILL; LOTT, 2011), tendo como parâmetros o mecanismo de adesão, o modo de cura e as características físicas e mecânicas (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007; MANSO et al., 2011). Em relação ao princípio de adesão, existem três categorias principais de cimentos resinosos (STAMATACOS; SIMON, 2013):

- cimentos de condicionamento total (*Total-Etch cements*) ou convencionais: requerem o uso de condicionamento ácido das estruturas dentárias, com posterior aplicação de um sistema adesivo para promover a união. Essa categoria possui maior força de adesão cimento/dente, mas necessita de uma técnica de cimentação complexa, em vários passos, e que pode, consequentemente,
-

- comprometer a efetividade da adesão;
- cimentos autocondicionantes (*Self-Etching cements*): utilizam um primer autocondicionante para preparar as superfícies dentárias e o cimento preparado é aplicado sobre o *primer*. A força de união é quase tão forte quanto a dos cimentos convencionais. A eliminação de etapas durante o procedimento de cimentação reduz a possibilidade de erros pelo operador e facilita seu uso;
 - cimentos autoadesivos (*Self-Adhesive cements*): não necessitam de tratamento prévio com agentes de união para produzir adesão ao substrato dental, sendo a cimentação realizada em uma única etapa. Esses cimentos possuem ácido fosfórico em sua composição que reage com as partículas de carga e com a dentina na presença de água, ocasionando a adesão que, geralmente, é mais fraca do que a dos cimentos convencionais.

2.2.1 Grau de conversão (GC) dos cimentos resinosos

A polimerização de cimentos resinosos envolve a reação entre radicais livres quando o material é transformado do estado viscoso para o rígido. Durante esse processo, as ligações duplas de carbono ($C=C$), existentes na porção alifática da cadeia, são quebradas e convertidas em ligações covalentes ($C-C$) entre os monômeros metacrilatos, formando a cadeia polimérica (NORONHA FILHO et al., 2010). É interessante ressaltar que o processo de polimerização continua até que a reatividade do meio se esgote (FARIA E SILVA et al., 2011), sendo que esta nunca é completa, ou seja, sempre haverá a presença de monômeros não reagidos ao fim do processo de polimerização (FERRACANE, 1994; YAP; LEE; SABAPATHY, 2000; FARIA E SILVA et al., 2011). Essa quantidade de ligações duplas de carbono não convertidas diminui as propriedades físicas (KUMBULOGLU et al., 2004) e aumenta a degradação do material (GONÇALVES et al., 2008), podendo causar danos ao complexo dentinopulpar em preparos profundos (THONEMANN et al., 2002).

O GC é a medida da porcentagem relativa de ligações duplas de carbono consumidas durante o processo e serve como parâmetro indicativo da qualidade de polimerização do material (ASMUSSEN, 1982; FERRACANE, 1985;

RUEGGEBERG; CAUGHMAN, 1993). Dentre os métodos utilizados para a avaliação do GC dos compostos resinosos têm-se os testes de microdureza, espectroscopias (FTIR, Raman), calorimetria exploratória diferencial (DSC), análise térmica diferencial (DTA) imagem de ressonância magnética por dispersão (STRAFI-MRI) e reologia (MORAES et al., 2008; PEREIRA et al., 2010). Dentre esses, os mais utilizados são os testes de dureza, espectroscopia por Infravermelho e espectroscopia Raman.

Os métodos vibracionais, também conhecidos como Física Quântica (FTIR, Raman), oferecem, de forma direta, uma confiável abordagem na quantificação de cura dos compósitos (PIANELLI et al., 1999; ACQUAVIVA et al., 2009). De forma geral, esses métodos são realizados comparando as variações de intensidade da banda aromática em relação à banda alifática. Durante o processo de polimerização, a banda alifática que corresponde à dupla ligação de carbono ($C=C$) sofre alterações que indicam o GC. Como a intensidade do pico aromático não se altera durante a polimerização, ela é usada como referência para o cálculo da conversão (DEWALD; FERRACANE, 1987; PIANELLI et al., 1999; ACQUAVIVA et al., 2009).

A completa conversão dos monômeros em polímeros é impossível de ser obtida nas condições clínicas em que essas reações se processam, ou seja, em poucos minutos, em pressão atmosférica, na presença de umidade, oxigênio e em temperatura corpórea normal (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). A principal dificuldade para a obtenção de um alto índice de conversão decorre de limitações na mobilidade das moléculas reativas, impostas pela rápida formação de uma rede de ligações poliméricas cruzadas durante a fotopolimerização. Dessa forma, a conversão dos monômeros em polímeros nunca é completa, e sempre permanecem, no interior da massa, consideráveis quantidades de grupos metacrilatos não reagidos ou monômeros residuais. Estudos que utilizaram ensaio de espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier reportaram um GC variando de 35 a 80% (ASMUSSEN, 1982; FERRACANE, 1985; NORONHA FILHO et al., 2010, PEGORARO, 2010).

2.2.2 Fatores que influenciam a polimerização dos cimentos resinosos

Os principais fatores que controlam o GC de um compósito estão relacionados com a composição do material, a densidade de potência da luz, o comprimento de onda, o tempo de exposição, a distância da fonte de irradiação e a quantidade e o tamanho das partículas de carga do material (ASMUSSEN, 1982). Do mesmo modo, a espessura, a composição, a opacidade e a coloração dos materiais restauradores são fatores que podem interferir na qualidade de polimerização dos cimentos resinosos (BORGES et al., 2008; DA SILVA et al., 2008; SPINELL; SCHEDULE; WATTS, 2009).

Os estudos que procuram acessar o GC de cimentos em função de diferentes características das restaurações de cerâmica não são tão recentes. Blackman, Barghi e Duke, em 1990, examinaram o GC de dois cimentos resinosos: um fotopolimerizável (Porcelite yellow) e outro dual (Dicor translucent), através do teste de microdureza knoop, avaliando a influência de cinco espessuras diferentes de cerâmica (0,5; 1,0; 2,0; 3,0 e 4,0 mm), dois materiais restauradores cerâmicos (VMK 68 e Dicor) e tempos de exposição de luz variando de 30 a 120 segundos. Ambos os cimentos alcançaram o nível máximo de polimerização, ou seja, maiores valores de microdureza após 60 segundos de exposição à luz sob espessuras de 0,5 e 1,0 mm. Porém, sob espessuras maiores (3,0 a 4,0 mm), o cimento dual possuiu melhores resultados sob cerâmica vítrea. Entretanto, nenhum cimento alcançou nível máximo de polimerização sob espessuras maiores com a cerâmica feldspática.

Cardash et al. (1993) avaliaram o efeito da cor na dureza de dois cimentos resinosos, um fotopolimerizável (Mirage) e um de cura dual (Mirage). Os cimentos foram fotoativados sob discos de cerâmica com diferentes cores. Foram confeccionados discos de cerâmica Vita com 2,0 mm de espessura nas cores A1, A4, B1, B4, C1, C4, D2 e D4, os quais foram interpostos entre a fonte de luz e o cimento. Os tempos de exposição de luz foram de 48, 72 e 120 s. Os autores concluíram que: para a espessura de 2,0 mm, a cor da cerâmica influenciou efetivamente a microdureza do cimento fotopolimerizável; os maiores valores de microdureza foram encontrados no cimento de cura dual; aumentando-se o tempo de exposição, o cimento fotopolimerizável não atingiu valores de microdureza

semelhantes ao de dupla ativação; o aumento do tempo de exposição e a cor da cerâmica não afetaram significativamente a dureza do cimento dual, mas afetaram a dureza do cimento fotopolimerizável; em relação à microdureza, os cimentos resinosos de dupla ativação são os mais indicados para restaurações com 2,0 mm ou mais de espessura.

Hofmann et al. (2001) avaliaram a qualidade de polimerização de quatro cimentos resinosos dual (CV Duo Cem, Nexus, Variolink II e Sono Cem) e um químico (Panavia 21, como controle), através dos testes de microdureza Vickers, resistência flexural e módulo de elasticidade. O modo de polimerização foi realizado de diversas maneiras: misturando pasta base e catalisadora sem exposição de luz; com exposição direta de luz; interpondo uma cerâmica (IPS Empress) de 2,5 mm de espessura entre a fonte de luz e o cimento; somente pasta base com exposição direta da luz; ou através da cerâmica. Concluíram que o modo de polimerização dual (mistura da pasta base e catalisadora com exposição de luz) promove melhores propriedades mecânicas do que somente o modo fotopolimerizável (pasta base com exposição de luz). E, para a maioria dos cimentos/propriedades avaliados, o modo de cura dual compensou a diminuição da luz irradiada através da cerâmica.

Por meio da determinação do GC com o uso de FTIR, Caughman, Chan e Rueggberg (2001) examinaram a capacidade de polimerização de seis cimentos resinosos de cura dual (Calibra, Choice, Insure, Lute-it, Nexus, Variolink II) em diferentes situações clínicas (misturando as duas pastas seguida de exposição de luz direta, com interposição de cerâmica feldspática de 3,0 mm entre a luz e o cimento e sem exposição de luz; utilizando a pasta base com exposição direta da luz, por meio de interposição de cerâmica). Concluíram que a capacidade de autopolimerização (cura química) dos cimentos resinosos dual varia conforme o produto e que a escolha do cimento dual deve ser baseada na intenção de onde este será utilizado, porque não existe um produto que polimerize adequadamente em todas as situações clínicas.

Braga, Cesar e Gonzaga (2002) analisaram a influência do modo de polimerização de cimentos sobre a resistência flexural, módulo flexural e microdureza Knoop de diferentes cimentos resinosos (Panavia e Variolink II - fotopolimerizável, autopolimerizável e de polimerização dual; RelyX ARC -

autopolimerizável e dual; e C&B - autopolimerizável). Os cimentos RelyX ARC e Variolink II mostraram maiores valores de dureza após a fotoativação e não foi identificada a correlação entre a resistência flexural e a dureza, comprovando que outros fatores como, por exemplo, o conteúdo de carga e o tipo de monômero afetam as propriedades mecânicas dos compósitos.

Há um significativo decréscimo no potencial de polimerização de cimentos resinosos usados sob restaurações cerâmicas, decorrente da atenuação da luz (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). A composição, a espessura e a opacidade do material cerâmico podem diminuir a ação da luz originada do fotopolimerizador usado para polimerizar o cimento resinoso abaixo da restauração cerâmica (EL-MOWAFY; RUBO, 2000). A profundidade média de polimerização dos cimentos está na faixa de 2,0 (ASMUSSEN, 1982) a 3,0 mm (RUEGGEBERG; CAUGHMAN, 1993) sob restaurações cerâmicas.

Vários estudos recentes têm sido realizados para avaliar o GC de cimentos resinosos, variando espessura, cor e tipo de cerâmicas odontológicas. Em 2006, Soares, Silva e Fonseca avaliaram a microdureza (Vickers) de um cimento de polimerização dual (Rely X ARC), variando a espessura e a cor de uma cerâmica feldspática. Foram usados 95 incisivos bovinos, nos quais foram preparadas cavidades de 4,0 mm de diâmetro. As restaurações foram confeccionadas com 1,0; 2,0 e 4,0 mm de espessura nas cores A1, A2, A3, A3,5 e A4. Concluíram que a microdureza do cimento resinoso dual depende da interação entre a espessura e a cor da cerâmica, sendo que restaurações com espessura de cerâmica entre 1,0 e 2,0 mm não prejudicam a dureza do cimento, independentemente da cor. Ainda perceberam que, em restaurações cerâmicas com 4,0 mm de espessura, o aumento na saturação do croma provoca diminuição nos valores de dureza do cimento.

Koch et al. (2007) examinaram a influência da translucidez de duas cerâmicas odontológicas (IPS Empress 2 e ProCAD) na qualidade de polimerização de um cimento resinoso dual (Variolink II, pasta base e catalisadora misturadas ou somente pasta base), através da medida de profundidade de cura e microdureza Vickers. Os espécimes foram fotoativados em contato direto ou a 5,0 mm de distância de fonte de luz emitida de lâmpada halógena (Elipar Trilight, 777 mW/cm², 40 s) e LED (Bluephase 16i, 2010 mW/cm², 20 s). Os autores concluíram que: o

aumento da translucidez da cerâmica resultou em maiores valores de dureza e de profundidade de cura do cimento; o uso da pasta catalisadora aumentou o GC e, especialmente, para cerâmicas com baixa translucidez seu uso está recomendado; o uso da pasta catalisadora do cimento resinoso pode ser omitido nos casos de restaurações cerâmicas mais translúcidas e com até 2,0 mm de espessura, sob um LED de alta potência e em contato direto com a restauração; o aumento na distância entre a fonte de luz e a restauração cerâmica diminuiu a profundidade de polimerização e dureza e, por isso, a ponta da fonte de luz deve estar sempre em contato direto com a restauração cerâmica.

Em 2008, Borges et al. avaliaram o efeito de diferentes tipos de cerâmicas (Duceram Plus, Cergogold, IPS Empress, IPS Empress 2, Procera, In Ceram Alumina e Cercon) na microdureza Knoop de um cimento resinoso (Rely X ARC), imediatamente e 24 h após a fotopolimerização, e também o efeito de diferentes modos de ativação: fotopolimerização direta sobre o cimento, através de cerâmicas e somente com ativação química. Os valores de dureza Knoop do cimento quando a cura foi química e fotopolimerizado através das cerâmicas foram inferiores quando comparados à ativação direta sobre o cimento, tanto para a avaliação imediata quanto para após 24 h da ativação. Notou-se também um aumento no valor de dureza após 24 h da ativação, exceto para o cimento quando ativado diretamente. As cerâmicas mais opacas (alumina e zircônia) resultaram em valores de dureza mais baixos do que os das cerâmicas à base de sílica.

Ilie e Hickel (2008) analisaram os efeitos do tempo de exposição (5, 10 e 15 s) de luz fotopolimerizadora de alta intensidade, dos tipos de cerâmica (dois reforçados por leucita e dois de dissilicato de lítio), da espessura (0,5; 1,0; 2,0 e 3,0 mm) e do parâmetro de translucidez na polimerização das cerâmicas, na polimerização de um cimento resinoso dual (Variolink II), através de microdureza Vickers. Concluíram que o tempo de exposição de 15 s é o mínimo necessário para o cimento resinoso atingir valores máximos de dureza, e que, na potência de luz utilizada, a luz consegue polimerizar o cimento sob cerâmicas com até 2,0 mm de espessura, sem reduzir a microdureza do cimento. Em relação à translucidez das cerâmicas, houve um aumento da translucidez com o aumento do comprimento de onda e com a redução da espessura da cerâmica. Isso significa que as cerâmicas permitem mais passagem de comprimentos de onda maiores, absorvidos pela

caforoquinona, do que de comprimentos de onda mais baixos, que são absorvidos por outros fotoiniciadores como: fenilpropanodiona (PPD) ou óxido de monoacilfosfina (Lucirin TPO).

Lohbauer et al. (2010) avaliaram o GC, através de espectroscopia Raman, de diferentes compostos resinosos dual (Clearfil Esthetic Cement e Variolink II), fotopolimerizáveis (Grandio Flow e Grandio) e autoadesivos de cura dual (Rely X Unicem e Maxcem Elite), em restaurações *inlays* de cerâmica vítrea reforçada por leucita (Empress CAD). Concluíram que o GC da maioria dos compósitos testados foi homogêneo, mesmo em regiões mais profundas, de 4,0 mm e que os cimentos resinosos convencionais de cura dual apresentaram, no geral, maior GC.

Ainda com relação à espessura da cerâmica, Noronha Filho et al. (2010) observaram o GC, através de FTIR, de quatro cimentos resinosos (All Ceram, Enforce, Rely X ARC e Variolink II) ativados de três modos (químico, dual sem e com interposição cerâmica IPS Empress 2 de 2,0 mm de espessura). Os resultados encontrados constatarem uma diminuição significativa do GC quando a ativação ocorreu através do disco de cerâmica, sugerindo que cimentos resinosos de cura dual podem apresentar baixo grau de conversão quando fotopolimerizados sob cerâmicas de 2,0 mm de espessura, com igual ou menor translucidez que a IPS Empress 2.

O efeito da interposição de diferentes materiais restauradores indiretos (cerâmica feldspática, cerâmica com infraestrutura de dissilicato de lítio e revestimento de feldspática, e resinas compostas microhíbrida e microparticulada), com 2,0 mm de espessura, no GC (Raman), na microdureza (Knoop) e na resistência flexural (3 pontos) de um cimento resinoso dual (Nexus 2) foi verificado por Pick et al. (2010). Os valores de transmitância foram maiores para a resina composta microhíbrida (3,50%), seguida da microparticulada (2,15%), da cerâmica de dissilicato (1,93%) e feldspática (1,63%). As diferenças na transmitância entre os materiais restauradores indiretos influenciaram significativamente o GC e a resistência flexural do cimento resinoso. O GC do cimento resinoso foi maior quando foi usado de forma dual.

Ao analisar a influência de diferentes composições de cerâmicas (Duceram, Cergogold, IPS Empress, IPS Empress 2, Procera, Cercon, In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia), de 1,2 mm de espessura, na microdureza Knoop do cimento resinoso Panavia F 2.0, imediatamente e 24 h depois da ativação pela luz, Valentino et al. (2010) perceberam que os maiores valores de dureza foram encontrados com as cerâmicas de vidro e de dissilicato de lítio, quando comparadas com as cerâmicas à base de alumina e zircônia, nos dois momentos estudados. Concluíram que a composição da cerâmica pode diminuir a passagem de luz e causar baixa polimerização e baixos valores de microdureza no cimento.

Bueno et al., em 2011, avaliaram os efeitos da exposição da luz em restaurações indiretas (2,0 e 4,0 mm de espessura de IPS Empress 2), na dureza de cimentos resinosos de cura dual (Eco-Link, Rely X ARC e Panavia F). Concluíram que o prolongamento no tempo de fotoativação não compensa a redução da intensidade de luz sofrida após atravessar as restaurações cerâmicas. Isso porque os cimentos superexpostos à luz através da cerâmica não alcançaram os valores de dureza obtidos quando fotoativados diretamente.

Klinic et al. (2011) analisaram o efeito da espessura (1,0; 2,0; 3,0 e 4,0 mm) e cor (ETC1, ETC2, ETC3 e ETC4) de uma cerâmica (IPS Empress Esthetic) na microdureza de cimentos resinosos (Appeal, Calibra, Nexus 2) nos modos de cura dual e fotopolimerizável. Além disso, avaliaram a quantidade de luz transmitida através da cerâmica utilizando um radiômetro. Os autores concluíram que a espessura tem maior efeito na polimerização do cimento do que a cor da cerâmica. Também perceberam que espessura de cerâmica igual ou maior que 3,0 mm afeta negativamente a polimerização dos cimentos testados.

Os resultados do estudo de Moraes et al. (2011) mostraram que a polimerização dos cimentos resinosos dual é extremamente dependente da exposição de luz, visto que para os cimentos testados (BisCem, Maxcem Elite, Rely X Unicem clicker, seT capsule, SmartCem e Rely X ARC), o GC foi maior quando o modo de polimerização foi dual, comparado com a polimerização química. Além disso, os autores observaram que o cimento resinoso convencional (Rely X ARC) possui maior GC do que os autoadesivos já que estes últimos possuem monômeros

funcionais ácidos que se ligam aos radicais livres, tornando os monômeros menos reativos.

Turp et al. (2011) investigaram a eficiência da polimerização de um cimento resinoso dual (Panavia F 2.0) sob restaurações cerâmicas com infraestrutura à base de zircônia e cerâmica de cobertura feldspática com diferentes cores (1M2, 2M2, 3M2, 4M2 e 5M2). Os autores notaram que houve um decréscimo na microdureza do cimento resinoso com o escurecimento da cor da cerâmica.

Zhang e Wang, em 2011, analisaram a influência da espessura (1,0; 2,0 e 3,0 mm) de uma cerâmica de dissilicato de lítio na polimerização (microdureza Vickers) de um cimento resinoso dual (Panavia F), submetido a diferentes tempos de fotoativação (de 10 a 60 s). A espessura da cerâmica e o tempo de fotopolimerização tiveram notável influência sobre a dureza do cimento resinoso. Foi observado que 40 s é o tempo necessário para a polimerização do cimento sob cerâmica de dissilicato de lítio com 2,0 mm de espessura. Sugeriram que, quando o cimento resinoso é fotopolimerizado sob uma cerâmica de dissilicato de lítio com diferentes espessuras, prolongar o tempo de exposição da luz pode ser necessário para garantir a polimerização completa.

O GC, a dureza e o módulo de elasticidade de compostos resinosos (Rely X ARC, Rely X Veneer, Filtek Z350 Flow) foram determinados por Archegas et al. (2012), quando fotoativados através de cerâmicas feldspáticas translúcida e opaca com 1,0 mm de espessura, sob diferentes tempos de exposição de luz (40, 80 e 120 s). Foram observados menores valores de GC, dureza e módulo de elasticidade para a cerâmica opaca para o tempo de fotoativação de 40 s. Porém, com aumento no tempo de fotoativação para 120 s, o GC foi similar para todos os materiais resinosos, independentemente da opacidade da cerâmica. Os autores concluíram que o tempo de exposição e a opacidade da cerâmica têm influência nas propriedades dos materiais analisados.

Ao avaliarem o GC, através de FTIR/micro ATR, de diferentes cores (transparente e A3) de um cimento resinoso (Variolink II) quando fotopolimerizado sob cerâmicas feldspáticas de cores (0M1, 2M2 e 5M3) e sem interposição de cerâmica, Passos et al. (2012) observaram que o aumento na saturação do croma

da cerâmica feldspática com espessura de 2,0 mm causava redução no GC do cimento, bem como no percentual de translucidez da cerâmica. As porcentagens de transmitância das cerâmicas foram de 1,07, 5,75 e 12,41% da mais clara para a mais escura, respectivamente. Os valores do GC do cimento variaram entre 10,7 e 52,5%, sendo que os maiores foram dos cimentos fotopolimerizados sem a interposição de cerâmica e os menores resultados foram dos cimentos fotopolimerizados através da cerâmica mais escura (5M3).

Observando algumas propriedades mecânicas, Ozturk et al., em 2012, analisaram o desempenho de cimentos resinosos fotopolimerizáveis (Variolink Veneer, Rely X Veneer) em comparação com um de dupla ativação (Variolink II), quando submetidos a fotoativação através de duas cerâmicas. Perceberam que o cimento resinoso dual teve melhor desempenho do que os fotopolimerizáveis e que as propriedades mecânicas foram produto dependente.

Ao analisarem, através de FTIR, o GC de um cimento autoadesivo (Rely X U100) fotoativado por 40 s, com e sem a interposição da cerâmica IPS Empress 2, com 2,0 mm de espessura, Souza-Júnior et al. (2013) concluíram que a fotoativação feita sem a interposição da cerâmica resultou em maior GC (56,79%) do cimento, indicando que a cerâmica de dissilicato de lítio causou uma redução na passagem de luz, diminuindo, assim, a conversão do monômero (49,72%).

Flury et al. (2013) mediram o GC, através de FTIR, de cinco cimentos resinosos de cura dual (Panavia F 2.0, Rely X Unicem, SpeedCem, BisCem e BeautiCem SA) submetidos a vários modos de ativação com LED de segunda e terceira geração. O cimento foi interposto entre discos de cerâmicas (IPS Empress CAD e IPS e.max CAD), confeccionados com espessuras de 1,5 a 6,0 mm. Observaram que a exposição da luz foi favorável para a polimerização dos cimentos, sendo alguns mais suscetíveis à variação no modo de cura do que outros. Para os cimentos Rely X Unicem e BeautiCem, houve a redução no GC quando fotoativados através de cerâmicas com 3,0 mm de espessura. Para os cimentos Panavia F 2.0, SpeedCem e BisCem, os resultados de GC foram similares para a fotopolimerização direta e através da interposição das cerâmicas.

Calgaro et al., em 2013, avaliaram o efeito da fotoativação no GC (FTIR)

de um cimento resinoso dual (Variolink II) e um fotopolimerizável (Rely X Veneer) sob diferentes cerâmicas (feldspática, dissilicato de lítio de alta, de baixa translucidez e de média opacidade, alumina e zircônia) com espessura de 1,5 e 2,0 mm. O GC do Variolink II, por exemplo, variou entre 31,2% quando fotoativado sob a cerâmica à base de alumina com 2,0 mm de espessura, e 67,5% para o cimento fotoativado diretamente. Houve influência significativa das restaurações cerâmicas no GC dos cimentos avaliados.

Através do uso do FTIR, Kim et al. (2013) mediram o GC de dois cimentos resinosos de ativação dual (DuoLink e Panavia F 2.0), fotopolimerizados sob discos de cerâmica à base de zircônia com diferentes espessuras (1,0; 2,0 e 4,0 mm), utilizando vários métodos de fotoativação. As cerâmicas à base de zircônia com 1,0 mm de espessura exibiram baixa transmissão de luz (<25%), no entanto, a passagem de luz não foi totalmente bloqueada, mesmo aumentando a espessura da cerâmica para 4,0 mm. A pequena quantidade de luz transmitida juntamente com o mecanismo de polimerização química dos cimentos dual foram suficientes para otimizar a polimerização dos cimentos testados.

AlShaafi, AlQahtani e Price (2014) analisaram o GC (FTIR) e a microdureza (Knoop) do cimento resinoso Variolink II, fotoativado sob dois tipos de cerâmica (ZirPress e Empress Esthetic), variando os tempos de exposição de luz (20, 40 e 60 s). Foi necessário, no mínimo, de 40 a 60 s de fotopolimerização (BluePhase G2, na maior potência) para polimerizar o cimento sob as cerâmicas de 1,0 mm de espessura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de GC quando o cimento foi fotopolimerizado por 40 s através das cerâmicas Empress Esthetic (62,4%) e a ZirPress (61,6%).

Aguiar et al. (2015) propuseram analisar o efeito da fotopolimerização no GC de 4 cimentos resinosos de cura dual (Rely X ARC, Clearfil Esthetic, Rely X Unicem e Clearfil SA). O FTIR foi utilizado para medir o GC, e os cimentos foram submetidos a três condições de polimerização: sob exposição direta da luz, sob exposição da luz fotopolimerizadora através de discos de resina composta de 2,0 mm de espessura ou somente com polimerização química. Os autores concluíram que somente a polimerização química não foi suficiente para os cimentos alcançarem a máxima polimerização.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência da transmitância no grau de conversão (GC) de dois cimentos resinosos de cura dual empregados na cimentação de diferentes tipos e cores de cerâmicas.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Foram testadas as seguintes hipóteses nulas:

1. Não há diferença na transmitância dos diferentes tipos de cerâmicas e cores;
2. Não há diferença no GC dos cimentos em função dos resultados de transmitância dos tipos de cerâmicas e cores;
3. Não há correlação entre a transmitância dos diferentes tipos de cerâmicas e cores e o GC dos cimentos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 CONFECCÃO DAS PASTILHAS EM CERÂMICA

Foram confeccionadas 60 pastilhas com a cerâmica IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e divididas em 3 grupos: **LT**, **MO** e **Z**, com 20 pastilhas cada um. Nos grupos **LT** e **MO**, as pastilhas foram confeccionadas com a cerâmica de dissilicato de lítio de baixa translucidez (LT- *low translucency*) e de média opacidade (MO- *medium opacity*), respectivamente. No grupo **Z**, as pastilhas foram confeccionadas em zircônia. Cada grupo foi subdividido em 5 subgrupos (n=4), de acordo com a cor da cerâmica: A2; A3,5; B2; C2; D3 (Figura 1). No grupo LT, as pastilhas foram prensadas nas cores anteriormente citadas e, nos grupos MO e Z, as pastilhas foram, inicialmente, confeccionadas para simular infraestruturas e, posteriormente, receberem aplicação de cerâmica de revestimento IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nas mesmas cores já descritas.

Figura 1- Divisão dos grupos e subgrupos, de acordo com a composição e cor das cerâmicas.

Para a confecção das pastilhas de cerâmica de dissilicato de lítio foram utilizadas matrizes metálicas de aço inoxidável com profundidade de 2,5 mm para cerâmica LT e de 1,0 mm para a cerâmica MO. Ambas as matrizes apresentavam diâmetro de 10,0 mm. As pastilhas foram enceradas nas matrizes com cera para fundição (Renfert GMBH, GEO Natural, Hilzingen, BW, Alemanha) (Figura 2).

Figura 2 - Enceramento das pastilhas.

Os padrões de cera de 2,5 mm de espessura foram transformados em pastilhas da cerâmica LT monolíticas nas cores citadas anteriormente (A2; A3,5; B2; C2; D3), e os padrões de cera de 1,0 mm de espessura, em pastilhas de cerâmica MO 1. Os procedimentos de inclusão e prensagem da cerâmica foram feitos de acordo com as instruções do fabricante.

As pastilhas foram fixadas em lâminas de vidro com cera pegajosa em bastão (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil) e levadas na politriz (EXAKT 400CS Micro Grinding System, ©EXAKT Advanced Technologies GmbH, Norderstedt, SH, Alemanha) para planificar e polir suas superfícies com lixas d'água na sequência de granulação 180, 600 e 1200 (Extec, Erios Internacional São Paulo, SP, Brasil), sob refrigeração constante de água, até obter uma espessura uniforme de 2,0 mm para as pastilhas com cerâmica LT e de 0,5 mm para a cerâmica MO. As pastilhas com a cerâmica LT, com 0.5 mm de espessura, foram empregadas para simular infraestruturas, as quais receberam cerâmica de revestimento.

Para a confecção das pastilhas na forma de infraestrutura em zircônia, foi utilizado um bloco de óxido de zircônia estabilizada por ítrio pré-sinterizado (IPS

e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), na tonalidade MO0. Recortou-se o bloco em um torno para deixá-lo com forma circular com diâmetro de 12,5 mm e levado em uma máquina de corte para obter fatias de 1,0 mm de espessura. Em seguida, as fatias foram levadas para queima em um forno (InFire HTC speed, Sirona, Bensheim, Germany) para sinterização. Posteriormente, as superfícies receberam acabamento com pedra abrasiva adaptada em uma peça de mão e polimento com lixas d'água na mesma sequência citada anteriormente, até deixá-las planas e com espessura uniforme de 0,5 mm.

As pastilhas com 0,5 mm de espessura (MO e Z) foram posicionadas em uma matriz metálica de 2,5 mm de altura e 10,0 mm de diâmetro (Figura 3) e o espaço restante (2,0 mm de espessura), preenchido com a cerâmica de cobertura. A superfície da cerâmica de revestimento foi planificada e polida, utilizando a mesma sequência de lixa já comentada, até a obtenção de uma espessura final de 2,0 mm, sendo 0,5 mm da cerâmica da infraestrutura e 1,5 mm da cerâmica de revestimento.

Figura 3 - Aplicação da camada de cerâmica de cobertura na infraestrutura MO posicionada na matriz metálica.

O grupo LT recebeu uma camada de *glaze* em uma de suas superfícies, enquanto os grupos MO e Z receberam a camada de *glaze* na superfície da cerâmica de cobertura. Todas as medidas das espessuras das pastilhas de cerâmica foram controladas com o uso de um paquímetro digital (Mitutoyo Manufacturing Company Ltda, Kawasaki, Japan). Nos grupos constituídos de cerâmica de dissilicato de lítio, a superfície oposta ao *glaze* foi condicionada com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 20 s (PEIXOTO et al., 2007), a fim de simular o tratamento de superfície que se deve realizar nesse tipo de cerâmica antes do procedimento de cimentação adesiva.

4.2 AVALIAÇÃO DA TRANSMITÂNCIA DAS CERÂMICAS

A fim de determinar a quantidade de luz que passa através dos diferentes tipos e cores das cerâmicas utilizadas nesta pesquisa, realizou-se a medida de transmitância em um espectrofotômetro UV 1800 (Shimadzu, Kyoto, Japan). O disco de cerâmica foi posicionado em um dispositivo metálico e o conjunto foi levado ao espectrofotômetro para ensaio de transmitância em comprimento de onda entre 400 e 700 nm, faixa na qual se enquadra a luz visível e ativa a canforoquinona presente nos cimentos estudados. O dispositivo metálico tem a função de posicionar o disco de cerâmica na célula e mantê-lo no caminho óptico da luz incidente, com janela limitadora de 8,0 mm de diâmetro.

Foi realizada uma leitura para cada espécime. A análise quantitativa dos resultados foi feita a partir da média dos valores percentuais de transmitância, com intervalos de 20 nm. O percentual obtido desta forma foi considerado como o valor da transmitância para o espectro estudado, para cada espécime.

4.3 AVALIAÇÃO DO GRAU DE CONVERSÃO (GC) DOS CIMENTOS RESINOSOS

Os cimentos utilizados nesta pesquisa foram o Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e o Rely X U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), cimentos resinosos de cura dual, que foram manipulados, colocados sob as pastilhas de cerâmica e fotopolimerizados. O objetivo desta avaliação foi determinar se as cerâmicas em diferentes cores afetam o GC dos cimentos.

O GC foi determinado por espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier (IRPrestige-21, Shimadzu, Kyoto, Japan), empregando o método de reflexão atenuada total (MIRacle™ Single Reflection ATR, Pike Technologies, San Francisco, CA, USA). O aparelho operou com resolução de 4 cm⁻¹ e 32 varreduras de cada espectro registrado entre os limites de 4000 a 400 cm⁻¹.

Para a realização das leituras do GC, o cimento Variolink II teve as pastas base e catalisadora proporcionadas em partes iguais (0,15 g de cada uma), pesadas

em balança de precisão e manipuladas por 10 s. A mesma quantidade de material foi pesada para o Rely X U200 e o tempo de manipulação foi de 20 s. A proporção e manipulação de ambos cimentos seguiram as orientações do fabricante.

A fim de padronizar a espessura do cimento (100 μm) e a distância da luz fotopolimerizadora (2,0 mm), foi idealizado um dispositivo metálico descrito na figura 4, que foi acoplado ao ATR para a realização das leituras de GC.

Inicialmente o anel maior e a tira espaçadora foram posicionados no ATR e o cimento manipulado foi colocado em cima do cristal de diamante e, então, foi feita a primeira leitura do cimento (não polimerizado). Na sequência, foi colocada uma tira de poliéster sobre o cimento e sobre ela um disco de cerâmica, seguido do anel menor. Neste, a ponta do aparelho fotopolimerizador (DB 685, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) foi encaixada e apoiava-se sobre o disco de cerâmica. A fotoativação do cimento foi realizada por 40 s. A densidade de potência (aproximadamente 1400 mW/cm^2) da unidade fotopolimerizadora foi aferida regularmente usando um radiômetro (Model 100, KERR Corporation, Orange, CA, USA). Após a fotoativação, fez-se a leitura do GC do cimento polimerizado.

Figura 4 - Esquema do dispositivo acoplado ao ATR (corte longitudinal). A: ATR; B: sensor do ATR, por onde passa o feixe de luz infravermelho; C: anel maior, anel utilizado para estabilizar a tira espaçadora; D: tira espaçadora (0,1 mm de espessura), responsável pela padronização da espessura do cimento; E: cimento manipulado e posicionado sobre o diamante do ATR. F: tira de poliéster, utilizada para não haver o contato direto do cimento com a cerâmica; G: pastilha de cerâmica (2,0 mm de espessura); H: anel menor que foi utilizado para manter a pastilha de cerâmica e a ponta do fotopolimerizador em posição; I: ponta do fotopolimerizador, encaixada no anel menor e posicionada sobre a pastilha de cerâmica; J: "stop", utilizado para padronizar a distância entre o fotopolimerizador e o cimento quando não havia interposição da cerâmica.

Para cada tipo/cor de cerâmica foram realizadas 5 leituras em cada cimento testado. Além destas, efetuaram-se mais 5 leituras nos cimentos fotopolimerizados sem a interposição da pastilha de cerâmica, servindo como grupo controle.

A percentagem do GC foi calculada utilizando as bandas de absorção a partir do pico da dupla ligação de carbono (C=C) alifático, localizado no ponto 1638 cm⁻¹ do espectro, e o pico da dupla ligação de carbono (C=C) aromático, localizado no ponto 1608 cm⁻¹ do espectro a partir das leituras dos cimentos polimerizados e não polimerizados, como descrita na seguinte equação (Pianelli, 1999):

$$GC\% = \left[1 - \frac{C \text{ alifática}/C \text{ aromática}}{NC \text{ alifática}/NC \text{ aromática}} \right] \times 100\%$$

na qual:

C alifática= pico de absorção em 1638 cm⁻¹ do espécime polimerizado.

C aromático= pico de absorção em 1608 cm⁻¹ do espécime polimerizado.

NC alifática= pico de absorção em 1638 cm⁻¹ do espécime não polimerizado.

NC aromático= pico de absorção em 1608 cm⁻¹ do espécime não polimerizado.

Os valores do GC foram dispostos em planilhas no programa Microsoft Excel.

4.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Os valores de transmitância foram analisados estatisticamente através da análise variância a um critério e do teste de Tukey post-hoc, com nível de significância $\alpha=5\%$. Compararam-se os valores de GC apenas entre cada cimento e não entre cimentos, por serem materiais com composições diferentes. Para cada cimento, os valores de GC foram analisados entre cerâmicas e cores usando análise de variância a um critério e o teste de Tukey post-hoc ($\alpha=5\%$) para comparações múltiplas entre os grupos. Para avaliar a influência da transmitância das cerâmicas estudadas no GC de cada cimento testado, empregou-se a análise de covariância.

5 RESULTADOS

5 REULTADOS

5.1 TRANSMITÂNCIA

A Tabela 1 apresenta os valores médios (%) de transmitância (T) e os respectivos desvios-padrão (DP) para as cerâmicas e cores testadas. Os resultados podem também ser visualizados no Gráfico 1.

Tabela 1 - Média dos valores (%) e desvios-padrão da transmitância.

Cerâmica \ Cor	Cor				
	A2	A3,5	B2	C2	D3
LT	0,23 (0,00) ^{aA}	0,22 (0,01) ^{aA}	0,21 (0,02) ^{aA}	0,19 (0,01) ^{aB}	0,17 (0,01) ^{a,BB}
MO	0,16 (0,00) ^{bA}	0,18 (0,00) ^{bA,B}	0,19 (0,00) ^{a,bB}	0,17 (0,01) ^{a,bA}	0,20 (0,01) ^{aB}
Z	0,17 (0,03) ^{bA,C}	0,14 (0,00) ^{cB}	0,18 (0,00) ^{bC}	0,15 (0,00) ^{bA,B}	0,17 (0,00) ^{bA,C}

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por coluna); Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por linha).

LT; MO; Z - cerâmicas
A2; A3,5; B2; C2; D3 - cores

Gráfico 1 - Média e desvios-padrão da transmitância obtida nos diferentes grupos.

A análise de variância a um critério revelou diferenças estatísticas entre os valores de transmitância das cerâmicas ($p=0,00$; $F=27,95$). Para a cerâmica de dissilicato de lítio LT, o teste de Tukey ($\alpha=5\%$) não mostrou diferenças estatísticas entre as cores A2, A3,5 e B2 e entre C2 e D3. Estas duas foram estatisticamente inferiores às três primeiras. Na cerâmica de dissilicato de lítio MO, as cores que mostraram maior passagem de luz foram B2 e D3, cujos resultados foram semelhantes entre si e estatisticamente superiores aos das cores A2 e C2, os quais foram estatisticamente similares entre si. A transmitância da cor A3,5 não foi estatisticamente diferente das outras cores. Para a zircônia, as cores que apresentaram menores e maiores valores de transmitância foram A3,5 e B2, respectivamente, e com diferenças estatisticamente significativas entre si. As cores A2, C2 e D3 apresentaram valores semelhantes.

Em relação aos valores de transmitância entre as cerâmicas, a LT foi a que revelou os maiores valores, com exceção da cor D3, que foi estatisticamente inferior aos da cerâmica MO, seguidos dos valores das cerâmicas MO e Z. De maneira geral, os valores de transmitância destas foram semelhantes, sendo que as exceções ficaram com as cerâmicas MO na cor D3 e Z na cor A3,5.

5.2 GRAU DE CONVERSÃO

A tabela 2 mostra as médias do GC (%) e desvios-padrão e resultados da análise de variância a um critério dos cimentos Variolink II e Rely X U200, sem e com a interposição das pastilhas de cerâmica.

Tabela 2 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Variolink II e Rely X U200, sem e com interposição de cerâmica.

Cerâmica	Cor	GC (DP)	GC (DP)
		Variolink II	Rely X U200
Sem Cerâmica	-	59,7 (1,97) ^{a,b}	56,3 (1,31) ^a
LT	A2	61,1 (1,80) ^a	55,2 (0,90) ^{a,b}
	A3,5	59,4 (1,15) ^{a,b}	52,5 (1,06) ^{b,c}
	B2	58,8 (1,02) ^{a,b}	53,6 (1,52) ^{a,b,c}
	C2	60,2 (0,96) ^{a,b}	54,5 (1,41) ^{a,b}
	D3	59,8 (1,02) ^{a,b}	55,3 (1,50) ^{a,b}
MO	A2	57,7 (1,14) ^b	53,0 (1,70) ^{b,c}
	A3,5	58,0 (0,85) ^b	52,6 (1,74) ^{b,c}
	B2	57,7 (1,71) ^b	54,2 (1,57) ^{a,b}
	C2	58,9 (0,51) ^{a,b}	54,5 (1,31) ^{a,b}
	D3	59,0 (0,74) ^{a,b}	53,7 (1,51) ^{a,b,c}
Z	A2	59,0 (0,75) ^{a,b}	53,1 (1,56) ^{a,b,c}
	A3,5	58,7 (0,85) ^{a,b}	50,9 (1,86) ^c
	B2	60,0 (0,51) ^{a,b}	53,9 (1,03) ^{a,b,c}
	C2	59,4 (0,56) ^{a,b}	55,4 (0,89) ^{a,b}
	D3	57,9 (1,09) ^b	54,5 (1,60) ^{a,b}

Pelo menos uma letra igual representa que não há diferença estatística.

Para facilitar a discussão, esses resultados foram organizados por tipo de cerâmica e cores e constam nas tabelas 3 e 4, que mostram os valores médios (%) e desvios-padrão do GC dos cimentos Variolink II e Rely X U200, respectivamente, sem (grupo controle) e com a interposição das pastilhas de cerâmica. Por serem de composições diferentes, os cimentos foram analisados separadamente. Após a aplicação do teste de ANOVA a um critério, foi observado que os tipos e as cores das cerâmicas testados tiveram influência no GC do Variolink II ($p=0,000$; $F=3,63$) e do Rely X U200 ($p=0,000$; $F=4,46$).

O teste de Tukey indicou haver diferenças estatísticas no GC do cimento Variolink II entre a cerâmica/cor MO A2 e as cerâmicas/cores LT A2 e Z A2, sendo

62 Resultados

estas similares entre si. Nenhum grupo apresentou diferença estatística com o grupo controle (Tabela 3).

Tabela 3 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Variolink II, sem e com interposição de cerâmica.

Cor Cerâmica	A2	A3,5	B2	C2	D3
Sem cerâmica	59,7 (1,97)				
LT	61,1 (1,80) ^{aA}	59,4 (1,15) ^{aA}	58,8 (1,02) ^{aA}	60,2 (0,96) ^{aA}	59,8 (1,02) ^{aA}
MO	57,7 (1,14) ^{bA}	58,0 (0,85) ^{aA}	57,7 (1,71) ^{aA}	58,9 (0,51) ^{aA}	59,0 (0,74) ^{aA}
Z	59,0 (0,75) ^{aA}	58,7 (0,85) ^{aA}	60,0 (0,51) ^{aA}	59,4 (0,56) ^{aA}	57,9 (1,09) ^{aA}

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por coluna); Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por linha); * Há diferença estatística com o grupo controle.

Para o cimento Rely X U200, o teste de Tukey mostrou diferenças estatísticas entre os grupos sem cerâmica (controle) e com as cerâmicas LT A3,5; MO A2; MO A3,5 e Z A3,5 (Tabela 4).

Tabela 4 - Média dos valores (%) e desvios-padrão (DP) do GC do cimento Rely X U200, sem e com interposição de cerâmica.

Cor Cerâmica	A2	A3,5	B2	C2	D3
Sem cerâmica	56,3 (1,31)*				
LT	55,2 (0,90) ^{aA}	52,5 (1,06) ^{aA*}	53,6 (1,52) ^{aA}	54,5 (1,41) ^{aA}	55,3 (1,50) ^{aA}
MO	53,0 (1,70) ^{aA*}	52,6 (1,74) ^{aA*}	54,2 (1,57) ^{aA}	54,5 (1,31) ^{aA}	53,7 (1,51) ^{aA}
Z	53,1 (1,56) ^{aA}	50,9 (1,86) ^{aA*}	53,9 (1,03) ^{aA}	55,4 (0,89) ^{aA}	54,5 (1,60) ^{aA}

Letras minúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por coluna); Letras maiúsculas iguais = sem diferença estatística (análise por linha); * Há diferença estatística com o grupo controle.

5.3 TRANSMITÂNCIA x GRAU DE CONVERSÃO

Realizou-se a análise de covariância para avaliar a influência da transmitância das cerâmicas no GC de cada cimento testado, sendo esse teste empregado para cada tipo de cerâmica e cimento.

Para o Variolink II (Tabela 5, Gráficos 2, 3 e 4), não existiu relação entre a porcentagem de transmitância e o GC para as 3 cerâmicas.

Tabela 5 - Médias do GC (%) do cimento Variolink II e da transmitância (%) obtidas nos diferentes grupos de cerâmica avaliados.

	Tipos					
	LT		MO		Z	
Cores	T	GC	T	GC	T	GC
A2	0,23	61,1	0,16	57,8	0,17	59,0
A3,5	0,22	59,5	0,18	57,9	0,14	58,7
B2	0,21	58,8	0,19	57,6	0,18	59,9
C2	0,19	60,2	0,17	58,8	0,15	59,4
D3	0,17	59,8	0,20	59,0	0,17	57,8

Gráfico 2 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica LT.

Gráfico 3 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica MO.

Gráfico 4 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Variolink II com a cerâmica Z.

Para o Rely X U200 (Tabela 6, Gráficos 5, 6 e 7), somente para o grupo de dissilicato de lítio LT houve influência da transmitância no GC do cimento, sendo que essa influência foi negativa, ou seja, quanto maior a transmitância da cerâmica, menor foi o GC do cimento.

Tabela 6 - Médias do GC (%) do cimento Rely X U200 e da transmitância (%) nos diferentes grupos de cerâmica avaliados.

	Tipos					
	LT		MO		Z	
Cores	T	GC	T	GC	T	GC
A2	0,23	55,2	0,16	53,0	0,17	53,1
A3,5	0,22	52,5	0,18	52,6	0,14	50,9
B2	0,21	53,6	0,19	54,2	0,18	53,9
C2	0,19	54,5	0,17	54,5	0,15	55,4
D3	0,17	55,3	0,20	53,7	0,17	54,5

Gráfico 5 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica LT.

Gráfico 6 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica MO.

Gráfico 7 - Correlação entre as porcentagens de transmitância e o GC do cimento Rely X U200 com a cerâmica Z.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O sucesso de uma restauração cerâmica depende da durabilidade da sua adesão com o cimento, e deste, com o esmalte e a dentina. Quando o cimento utilizado é o resinoso, a qualidade dessa união é também determinada pela adequada polimerização do cimento. No caso dos cimentos resinosos de cura dual ou fotopolimerizável, o processo de polimerização está relacionado com a capacidade da luz fotopolimerizadora passar pelo material restaurador e atingir a camada do cimento subjacente. Nesse sentido, a fotopolimerização, através de restaurações cerâmicas, acarreta perda de quantidade substancial de luz por absorção, dispersão ou reflexão, que pode prejudicar a cura do cimento resinoso (ILIE; HICKEL, 2008).

A quantidade de luz que passa através de uma superfície, ou seja, a translucidez de um material restaurador (KOCH et al., 2007) é uma propriedade óptica que exerce importante influência na estética da restauração (LIM; YU; LEE, 2010), assim como no grau de conversão de cimentos resinosos fotopolimerizáveis ou de cura dual quando fotoativados através de cerâmicas (ILIE; HICKEL, 2008). Para medir a translucidez dos materiais dentários, existem três métodos tradicionais: transmissão direta, transmissão total (incluindo dispersão) e reflectância espectral (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980; BALDISSARA et al., 2010;). Outras maneiras de medir a translucidez dos materiais dentários usam parâmetro de translucidez (*Translucency Parameter* - TP) e razão de contraste (*Contrast Ratio* - CR). O TP é calculado a partir da diferença de cor do espécime sobre fundos preto e branco, sendo a CR a razão entre a reflectância da luz do material sobre superfícies preta e branca, com a tendência de 1 para os materiais opacos e de 0 para os materiais transparentes (HEFFERNAN et al., 2002a, 2002b; LIM; YU; LEE, 2010; SPYROPOULOU et al., 2011; KURSOGLU; MOTRO; KAZAZOGLU, 2015).

O método utilizado neste estudo foi o da transmissão direta. Os valores de translucidez obtidos, através de um espectrofotômetro, corresponderam à quantidade de luz (feixes diretos, sem quantificar a luz dispersa) que alcançou o detector do aparelho. É característica desta metodologia a obtenção de valores

menores do que 1% para as cerâmicas odontológicas. Broadbelt, O'Brien e Fan, em 1980, encontraram resultados semelhantes, média de 0,13% de quantidade de luz que passava diretamente sobre espécimes de cerâmicas feldspática de 1,0 mm de espessura. Entretanto, outros trabalhos apresentaram diferentes resultados, como o de Pick et al. (2010) que encontraram valores de 1,93% para a cerâmica de dissilicato e de 1,63%, para cerâmica feldspática, com 2,0 mm de espessura. Já Passos et al. (2012) encontraram maiores variações de resultados de transmitância (entre 1,07, 5,75 e 12,41%), para cerâmicas feldspáticas com 2,0 mm de espessura e com diferentes saturações de cores, da mais clara para mais escura, respectivamente. Essas variações entre resultados podem ser justificadas pelas diferenças metodologias, composições e cores das cerâmicas empregadas nessas pesquisas. Como mostrado na tabela 5.1 e gráfico 1, os resultados desta pesquisa mostraram que o tipo de cerâmica (LT, MO e Z), bem como as cores (A2; A3,5; B2; C2 e D3), exercem influência na transmissão de luz. Portanto, a primeira hipótese nula que afirma não haver diferença na transmitância dos diferentes tipos de cerâmicas e cores foi rejeitada. Estes dados corroboram com outros estudos que investigaram fatores que podem interferir na passagem de luz através de cerâmicas odontológicas (BRODBELT; O'BRIEN; FAN, 1980; HEFFERNAN et al., 2002a, 2002b; CHEN et al., 2008; BALDISSARA et al., 2010; LIM; YU; LEE, 2010; SPYROPOULOU et al., 2011; PASSOS et al., 2012; KURSOGLU; MOTRO; KAZAZOGLU, 2015).

Diante dos tipos/cores de substratos em dentes que necessitam ser restaurados com coroas cerâmicas para restabelecer sua função estética fez-se a escolha das cerâmicas avaliadas neste estudo. As pastilhas LT são indicadas para confecção de coroas totais que podem ser totalmente prensadas (monolíticas) para restaurar dentes sem alteração de cor. As MO são usadas para fabricar infraestruturas para dentes vitais ou levemente descoloridos (IVOCLAR VIVADENT, 2005). A zircônia pode ser utilizada quando a estrutura dentinária está escurecida ou com intermediários de titânio ou núcleos metálicos, pois mascaram a alteração de cor do substrato (IVOCLAR VIVADENT, 2010). Em relação à passagem de luz, as infraestruturas confeccionadas em zircônia são comparadas às superfícies metálicas (HEFFERNAN, 2002a).

Em relação à escolha das cores para esta pesquisa, as pastilhas de

dissilicato de lítio LT estão disponíveis no mercado nas cores: A1; A2; A3; A3,5; B1; B2; B3; C2; D3 (IVOCLAR VIVADENT, 2007). Foi selecionado um croma para cada matiz (A2; B2; C2; D3) e, para o matiz A que é mais usado e com mais cromas disponíveis, foi escolhido também o croma A3,5.

De modo geral, os valores de transmitância foram maiores para as cerâmicas LT, seguidos das cerâmicas MO e Z, sendo que estas apresentaram valores de transmitância similares. A maior diferença entre as cerâmicas LT e Z pode ser explicada pela menor quantidade de estrutura cristalina presente nas cerâmicas vítreas, as quais possuem maior translucidez quando comparadas às cerâmicas à base de alumina e zircônia e, por isso, permitem maior passagem de luz (HERFFERNAN et al., 2002a, 2002b; CHEN et al., 2008; BORGES et al., 2008; BALDISSARA et al., 2010; LIM; YU; LEE, 2010; VALENTINO et al., 2010; ALSHAAFI; ALQAHTANI; PRICE, 2014). Por ser uma cerâmica vítrea, chamou atenção o fato de a cerâmica MO ter apresentado valores inferiores ao LT e semelhantes aos do grupo Z. Isso pode ter ocorrido devido à diferença na técnica de confecção dos espécimes: a cerâmica LT foi prensada (monolítica) e a MO foi empregada para confecção de espécimes simulando infraestruturas para serem recobertas com cerâmica de cobertura pela técnica estratificada. Já foi observado que, independentemente, da técnica utilizada, a aplicação de cerâmica de cobertura diminui a transmissão de luz por causa do alto volume de porosidade e da reflectância que ocorre na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (HEFFERNAN et al., 2002b; LUO; ZHANG, 2010).

Quando se analisou o efeito das cores em cada cerâmica, observou-se que os resultados de transmitância para as cores B2 e C2 se comportaram de maneira semelhante, ou seja, a LT foi igual a MO, sendo esta diferente da Z. Este aspecto é citado por Cardash et al. (1993), que relataram não haver uma relação clara entre as propriedades ópticas e a designação das cores da escala VITA.

A comparação dos resultados desta pesquisa com a de outros estudos foi prejudicada devido às diferenças de metodologias usadas (CHAN; BOYER, 1989; PEIXOTO et al., 2007; CHEN et al., 2008; BALDISSARA et al., 2010; LIM; YU; LEE, 2010; LUO; ZHANG, 2010; SPYROPOULOU et al., 2011; PASSOS et al., 2012; ILIE; STAWARCZYK, 2014; KURSOGLU; MOTRO; KAZAZOGLU, 2015). Portanto, torna-

se interessante, especialmente sob o ponto de vista clínico, que sejam realizadas mais pesquisas para determinar qual deve ser o melhor método para medir a translucidez das cerâmicas.

Os resultados obtidos possibilitam afirmar que restaurações cerâmicas reduzem a quantidade de luz que chega ao cimento subjacente e que, conseqüentemente, podem diminuir a ação da fotoativação no GC do cimento. E este foi o objetivo principal desta pesquisa: avaliar o GC de dois cimentos de cura dual, muito utilizados na clínica odontológica, quando fotoativados sob diferentes cores de três tipos de cerâmicas.

Dentre as diversas formas para se determinar a qualidade de polimerização de compósitos, a espectrometria no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) tem-se mostrado uma técnica confiável para se analisar o GC dos monômeros de compósitos (FERRACANE, 1984) e tem sido amplamente empregada em estudos dessa natureza (SILIKAS et al., 2000; OZYESIL et al., 2004; MORAES et al., 2008; NORONHA-FILHO et al., 2010; PEGORARO, 2010; MORAES ET AL., 2011; AGUIAR et al., 2014; ARCHEGAS et al., 2012; SOUZA JR et al., 2012; OLIVEIRA et al., 2012; GAGLIANONE et al., 2012; CALGARO et al., 2013; KIM ET AL., 2013).

Os resultados do GC dos cimentos Variolink II e Rely X U200 mostraram que ambos foram influenciados por alguns tipos e cores das cerâmicas. Portanto, a segunda hipótese nula foi rejeitada.

Os resultados do GC do cimento Variolink II mostraram diferenças estatisticamente significativas entre a cerâmica MO A2 (57,7%) com as cerâmicas LT A2 (61,1%) e Z A2 (59,9%). Quando se considera a influência da cor, os resultados foram semelhantes para cada grupo de cerâmica. Um aspecto importante é que não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo controle (sem interposição de cerâmica) e os demais grupos. Isso pode ser atribuído à alta quantidade de fotoiniciadores e à alta sensibilidade do cimento quando fotoativado, mesmo sob as pastilhas de cerâmica. Este resultado é importante e, ao mesmo tempo, tranquilizador para o clínico, pois, independentemente, dos tipos/cores de cerâmica avaliados, o GC do cimento Variolink II não foi influenciado

pela presença da pastilha de cerâmica.

Quando se comparam os resultados de GC deste cimento, obtidos de acordo com a metodologia desta pesquisa, com o trabalho de Caugman, Chan e Rueggberg (2001), observa-se semelhança no comportamento do Variolink II, cujos valores do grau de conversão foram estatisticamente iguais entre o grupo fopolimerizado sob uma cerâmica feldspática de 3,0 mm de espessura (73%) e o grupo fotopolimerizado diretamente sem interposição da cerâmica (75%). Entretanto, Noronha Filho et al., em 2010, encontraram diferença estatística no GC do Variolink II entre o grupo fotopolimerizado diretamente (57,4%) e o grupo que teve uma cerâmica IPS Empress II de 2,0 mm de espessura interposta (31,2%) entre a fonte de luz e o cimento. Passos et al. (2012) também analisaram o GC do Variolink II e obtiveram uma porcentagem de 51,4% para o grupo sem interposição da cerâmica que foi estatisticamente similar ao grupo fotopolimerizado por 40 s sob cerâmica feldspática na cor 2M2 (49,2%) de 2,0 mm de espessura, mas foi diferente do grupo com cerâmica de cor 5M3 (16,9%). Calgaro et al., em 2013, também identificaram diferença estatística entre o cimento Variolink II diretamente fotopolimerizado (67,5%) e o fotopolimerizado sob cerâmica de 2,0 mm de espessura de IPS e.max Press MO (56,5%) e Zircônia (55,8%), havendo, porém, semelhança com os resultados do grupo de IPS e.max Press LT (60,1%). Ainda em concordância com a presente pesquisa, AlShaafi, AlQahtani e Price (2014) não constataram diferença estatisticamente significativa entre os valores de GC quando o cimento Variolink II foi fotopolimerizado por 40 s através da cerâmica IPS Empress Esthetic (62,4%) e a IPS e.max ZirPress (61,6%).

Para o Rely X U200 não foram encontradas diferenças significativas entre cerâmicas e cores. Entretanto, diferentemente do que ocorreu com o cimento Variolink II, em alguns grupos (MO na cor A2 e todas as cerâmicas na cor A3,5), o GC foi estatisticamente menor do que o do grupo controle. Corroborando com este estudo, Souza Jr et al. (2013) encontraram resultados estatisticamente diferentes para o cimento Rely X U100 quando diretamente fotopolimerizado (56,7%) em relação ao fotopolimerizado sob a cerâmica IPS Empress 2 com 2,0 mm de espessura (49,7%). Os resultados de Flury et al. (2013) estão em acordo com este estudo, visto que, quando o cimento Rely X Unicem foi interposto entre as cerâmicas IPS Empress CAD ou IPS e.max CAD com 3,0 mm de espessura, os valores de GC

foram estatisticamente menores (47,9% e 44,2%, respectivamente) do que quando o cimento foi diretamente fotopolimerizado (51,1%). No entanto, para as mesmas cerâmicas com 1,5 mm de espessura, essa diferença com o grupo controle não ocorreu. Os valores de GC do Rely X Unicem encontrados por Aguiar et al. (2015), quando diretamente fotopolimerizado foi de 51,4% e de 45,4% quando fotopolimerizado através de resina composta com 2,0 mm de espessura, ajudam a ratificar que a interposição da cerâmica entre a fonte de luz e o cimento Rely X U200, nas situações testadas, pode influenciar os valores de GC quando comparados com o cimento fotopolimerizado sem a interposição de material restaurador. Observa-se que os trabalhos citados anteriormente foram feitos com os cimentos Rely X Unicem e Rely X U100, já que o cimento Rely X U200 é relativamente novo no mercado. Entretanto, ambos possuem basicamente a mesma composição.

É notável que ambos cimentos testados se comportaram de maneira diferente quando fotopolimerizados sob as mesmas condições, apesar de ambos serem cimentos de cura dual. Isso corrobora com o fato de a reação de polimerização dos cimentos ser influenciada pela composição de cada produto, como tipo de monômero e conteúdo de partículas inorgânicas (HASEGAWA et al., 1991; PEUTZFELDT; RUEGGEBERG, 1995; OLIVEIRA et al., 2012; AGUIAR et al., 2015).

O GC é dependente da composição dos cimentos e comparações entre diferentes cimentos devem ser evitadas, devido às diferenças em suas composições. Os cimentos autoadesivos apresentam menores valores GC em comparação aos dos cimentos resinosos convencionais, provavelmente devido ao aumento da viscosidade do cimento durante a reação de polimerização, o que pode afetar a capacidade dos radicais de se movimentarem e continuarem a reação de presa (FERRACANE, 1984). Além disso, os cimentos autoadesivos são comumente compostos por monômeros metacrilatos com grupos de ácidos carboxílicos ou fosfóricos e são aptos a se unirem quimicamente a íons cálcio presentes no dente (DE MUNCK ET AL., 2004). Como nesta pesquisa o cimento foi fotopolimerizado sobre o cristal do espectrofotômetro e, portanto, não teve a presença da estrutura dentária para neutralizar sua acidez, os monômeros funcionais ácidos não reagidos podem ter se ligado aos radicais livres, atrapalhando a reação de polimerização do

cimento. Moraes et al. (2011) também obtiveram valores de GC menores para os cimentos autoadesivos.

Quando se correlacionou os resultados de transmitância com os de GC, o teste de covariância mostrou relação significativa entre esses dois aspectos somente para o cimento Rely X U200 e a cerâmica LT, sendo uma correlação negativa, significando que quanto maior o valor de translucidez, menor foi o GC do cimento. Portanto, a terceira hipótese foi parcialmente rejeitada.

Os resultados deste estudo contrariam evidências científicas anteriores (CARDASH et al., 1993; SOARES et al., 2006; ILIE; HICKEL, 2008; PICK et al., 2010; KLINIC et al., 2011; TURP et al., 2011; ARCHEGAS et al., 2012; PASSOS et al., 2012; CALGARO et al., 2013), que afirmaram que diferenças na cor e opacidade dos materiais restauradores influenciam na transmitância e, conseqüentemente, na polimerização dos cimentos, pois quanto maior a passagem de luz através da cerâmica, maior seria o GC do cimento. O que pode ter ocorrido neste estudo é que o aumento na translucidez das cores da cerâmica LT favoreceu maior passagem de luz, causando uma reação de polimerização mais rápida na porção fotossensível do cimento Rely X U200, com o aumento de sua viscosidade e, conseqüentemente, diminuição da mobilidade dos radicais livres, alterando a cura final do cimento (NORONHA FILHO et al., 2010; PEGORARO, 2010; PEREIRA et al., 2010).

De modo geral, os valores de GC dos cimentos de cura dual avaliados quando fotoativados sob tipos e cores de cerâmicas testadas foram similares entre si. O que pode ter acontecido é que as pastilhas de cerâmica possuíam 2,0 mm de espessura e que, independentemente da variação da coloração da cerâmica, não houve variações grandes no GC dos cimentos testados. Corroborando com os trabalhos de Soares et al., 2006; Illie e Hickel, 2008; Moraes et al., 2008; Kilinc et al., 2011, os quais concluíram que, independente da coloração da cerâmica, não existiu diferença no valor de dureza e no GC com espessura até 2,0 mm. Diferentemente, Noronha Filho et al. (2010) relataram que o GC dos cimentos resinosos dual pode apresentar baixa taxa de conversão quando polimerizados sob cerâmicas com translucidez menor e/ou igual à do dissilicato de lítio com espessura de 2,0 mm ou mais. Por sua vez, ao avaliar o GC de diferentes compostos resinosos em restaurações *inlays* de cerâmica vítrea reforçada por leucita, Lohbauer et al. (2010)

concluíram que o GC da maioria dos compósitos testados foi homogêneo, mesmo em regiões com 4,0 mm.

Outro aspecto importante que deve ser analisado é que, neste estudo, o GC foi avaliado imediatamente após a fotopolimerização. É esperado que o GC aumente gradativamente em função do tempo, com acréscimo de forma substancial nos primeiros 30 min e com aumento linear até as primeiras 24 h (BORGES et al., 2008; VALENTINO et al., 2010; MORAES et al., 2011; AGUIAR et al., 2015). Assim, é interessante que o efeito do envelhecimento dos cimentos no GC dos mesmos seja pesquisado a fim de que o clínico possa ter todas as respostas que o auxiliem na escolha do material correto para a cimentação de restaurações cerâmicas.

As pesquisas têm mostrado uma variação muito grande de resultados do GC de cimentos resinosos, e que valores entre 35 e 80% são suficientes para que esses cimentos tenham uma performance clínica aceitável (ASMUSSEN, 1982, FERRACANE, 1985, NORONHA FILHO et al., 2010, PEGORARO, 2010). A quantidade de luz transmitida juntamente com o mecanismo de polimerização química dos cimentos de ativação dual foram suficientes para otimizar a polimerização dos cimentos testados, que tiveram valores médios de grau de conversão similares e acima de 50%. Logo, pode-se sugerir que as diferenças estatísticas encontradas não causem impactos clínicos importantes que contraindiquem o uso de um determinado cimento para os tipos/cores de cerâmicas avaliadas nesta pesquisa.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e na análise estatística pode-se concluir que:

1. Houve diferença significativa nos resultados de transmitância entre os tipos e cores das cerâmicas.
 2. Em relação ao GC do grupo controle, o cimento Variolink II teve resultados similares e o cimento Rely X U200 mostrou que a interposição da cerâmica influenciou no GC.
 3. O grupo formado pela cerâmica de dissilicato de lítio LT utilizada com Rely X U200 apresentou correlação negativa entre transmitância e GC.
-
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, Cerutti A. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent*. 2009;37(8):610-5.
- Aguiar TR, Oliveira M, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Rueggeberg F, Giannini M. The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent*. 2015;113(2):128-34.
- AlShaafi MM, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of exposure time on the polymerization of resin cement through ceramic. *JAdhes Dent*. 2014;16(2):129-35.
- Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater*. 2007;23(7):829-39.
- Anusavice KJ. *Phillips, Materiais Dentários*. 2005; Ed Elsevier, Rio de Janeiro. 764p.
- Archegas LRP, de Menezes Caldas DB, Rached RN, Soares P, Souza EM. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cement. *Oper Dent*. 2012;37(3):281-9.
- Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Ciannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent*. 2008;36(6):418-26.
- Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res*. 1982;90(6):490-6.
- Bachhav VC; Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int*. 2011;42(2):173-82.
- Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2010;104(1):6-12.
- Borges GA, Agarwal P, Miranzi BAS, Platt JA, Valentino TA, Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement knoop hardness number. *Oper Dent*.
-

2008;33(6):622-8.

Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*. 1990; 63(3):295-300.

Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*. 2002;29(3):257-62.

Brodbelt RHW, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of Dental Porcelains. *J Dent Res*. 1980;59(1):70-5.

Bueno ALN, Arrais CAG, Jorge ACT, Reis AF, Amaral CM. Light-activation through indirect ceramic restorations: does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? *J Appl Oral Sci*. 2011;19(1):22-7.

Calgaro PAM, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and hardness of resin cements. *Braz Oral Res*. 2013;27(5):403-9.

Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent*. 1993;69(6):620-3.

Carvalho RM, Carrilho MR, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquesini L Junior, Silva SMA. Sistemas adesivos: fundamentos para a aplicação clínica. *Biodonto*. 2004;2(1):89p.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001;85(5):479-84.

Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*. 2008;24(11):1506–11.

Cho MS, Lee YK, Lim BS, Lim YJ. Changes in optical properties of enamel porcelain after repeated external staining. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):437–43.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.

Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JG, de Araújo Lima Barcellos AL, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink

density of dental composites. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(3):1027–32.

De Gee AJ. Light-curing units and their impact on resin polymerization. In: *Proceedings Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry*. Academic of Dental Materials, Transact 2001;15; 87-97.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299-307.

De Munck J, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004; 20: 963-71.

DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*. 1987;66(3):727-30.

Dias-Arnold AM, Vargas MA, Haselton, DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-41.

El-Meliegy E. Preparation and characterization of low fusion leucite dental porcelain. *Brit Cer Trans*. 2003;102:261–4.

El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc*. 2000;66(3):147.

Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Oper Dent*. 2011;36(2):196-204.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985;1(1): 11-4.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*. 1994;21(4):441-52.

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 Invest*. 2013;17(9):2127-37.

Francisconi LF, Martins LM, Silva LM, Nashan FPS, Wang L, Francisconi PAS. Cerâmicas odontológicas: Perspectivas atuais quanto à composição e ao processamento. *Pro-Odonto Estética*. 2012;6(3):9-75.

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *Gen Dent*. 2000;48(1):38–40, 43-5.

Gonçalves L, Noronha Filho JD, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EM. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;85(2):320-5.

Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):713-27.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*. 2002a;88(1):4-9.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002b;88(1):10-5.

Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):643–58.

Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56(1):67–76.

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*. 2001;28(11):1022-8.

Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater*. 2008;24(7):908-14.

Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*. 2014;42(6):684-90.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max Press. Schaan, Liechtenstein; 2005.

Ivoclar Vivadent AG. Instructions for use IPS e.max Press. Schaan, Liechtenstein; 2007.

Ivoclar Vivadent AG. Instructions for use IPS e.max ZirCad. Schaan, Liechtenstein; 2010.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):513-30.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(1): 84–96.

Kim MJ, Kim KH, Kim YK, Kwon TY. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(4):464-70.

Kina S, Bruguera A, Romanini JC. Cerâmicas dentárias. In: Kina S, Bruguera A. *Invisível: restaurações estéticas cerâmicas*. 2. ed. Maringá: Dental Press; 2008. p. 125-83.

Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011;36(6):661-9.

Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent.* 2007;9(5): 449-62.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):357-63.

Kursoglu P, Motro PFK, Kazazoglu E. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *J Prosthet Dent.* 2015;113(1):48-53.

Lim HN, YU B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):239-46.

Lohbauer U, Pelka M, Belli R, Schmitt J, Mocker E, Jandt KD, Müller FA. Degree of conversion of luting resins around ceramic inlays in natural deep cavities: a micro-Raman spectroscopy analysis. *Oper Dent.* 2010;35(5):579-86.

Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the

mechanical properties of dental resins. *Dent Mater.* 2001;17(6):504–11.

Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont.* 2010;19(6):465–70.

Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-32.

Meşe A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J.* 2008;27(5): 702-9.

Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E. Light and time dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand.* 2008;66(5):257-61.

Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LFJ. Dual and Self-curing Potential of Self-adhesive Resin Cements as Thin Films. *Oper Dent.* 2011;36(6): 635-42.

Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros.* São Paulo: Ed. Santos; 2000.

Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, da Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(5):442-6.

O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater.* 1991;7(3):170–3.

Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials.* 2007;23(7):807-13.

Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual- cured resin cements exposed to different curing conditions. *Oper Dent.* 2012;37(4):370-9.

Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil.* 2001;28(12):1106-15.

Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Invest*. 2012;16(1):139-46.

Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):151-7.

Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos-Jr GC, Rizkalla AS. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analysed by FTIR. *Dent Mater*. 2012;29(3): 317-23.

Pedreira APRV, Pegoraro LF, Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater*. 2009;25(7):868-76.

Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater*. 2010;26(7):710-8.

Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):453-71.

Pegoraro TA. Efeito do protocolo de ativação da polimerização e envelhecimento acelerado em algumas propriedades de cimentos resinosos [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2010.

Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dent Mater*. 2007;23(11):1363-8.

Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composites resins. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(5):675-81.

Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur J Dent*. 2010;4(3):314-23.

Powers JM. Cerâmicas. In: Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores*. 11. ed. São Paulo: Santos; 2004. p. 551-74.

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10(4):251-8.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):viii,531-44.

Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia- based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):170-7.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.

Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18(2):48-55.

Sensi LG, Baratieri LN, Monteiro SJ. Cimentos Resinosos. In: Kina S, Bruguera A. *Invisível: restaurações estéticas cerâmicas.* 2nd ed. Maringá: Dental Press; 2008. p. 303-19.

Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater J.* 2005;24(1):70-5.

Soares CJ, Silva NR, Fonseca, RB. Influence of the feldspatic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent.* 2006;31(3):384-9.

Souza-Júnior EJ, Borges BCD, Oliveira DCRS, Brant WC, Hirata R, Silva EJNL et al., *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):444-8.

Spinell, T, Schedle A, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater.* 2009; 25(8):1058–66.

Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zircônia core material. *J Prosthet Dent.* 2011;105(5):304-7.

Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):42-4,46.

Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scan.* 2007;65(4):201-5.

Thonemann B, Schmalz G, Hiller KA, Shweikl H. Responses of L929 mouse

fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. *Dent Mater.* 2002;18(4):318-23.

Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent.* 2008;33(4):392-9.

Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. *J Prosthodont.* 2011; 20(5): 361-5.

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-51.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J.* 2010;21(2):104-10.

Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent.* 1994;22(2):112-7.

Yap AU, Lee HK, Sabapathy R. Release of methacrylic acid from dental composites. *Dent Mater.* 2000;16(3):172-9.

Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):311-5.

Zhang X, Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. *Chin Med J.* 2011;124(22):3762-7.