UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

DYLTON AUGUSTO RODRIGUES DA COSTA NETO

**Influência da opacidade da infraestrutura do dissilicato de
lítio na polimerização do cimento resinoso dual, por teste
de microdureza *Knoop***

BAURU
2013

DYLTON AUGUSTO RODRIGUES DA COSTA NETO

Influência da opacidade da infraestrutura do dissilicato de lítio na polimerização do cimento resinoso dual, por teste de microdureza *Knoop*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração reabilitação oral.

Orientador: Prof. Dr. Accacio Lins do Valle

BAURU
2013

Rodrigues da costa, Dylton Augusto

C823i   Influência da opacidade da infraestrutura do
dissilicato de lítio na polimerização do cimento resinoso
dual, por teste de microdureza *Knoop* / Dylton Augusto
Rodrigues da Costa Neto. – Bauru, 2013.

74p. : il. ; 31cm.

Dissertação – Faculdade de Odontologia de Bauru.
Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Accacio Lins do Valle

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

A meus pais, Jayme de Oliveira Júnior e Maria da Glória Rodrigues da Costa de Oliveira, que são para mim exemplos de dignidade, simplicidade, amor, dedicação e tantos outros adjetivos que não caberiam nesta folha. Eles são, sem dúvida, um grande orgulho para mim e, mesmo distante, me aconselham, apoiam e, sem dúvida, estão felizes por mais esta conquista. A minha noiva Júlia, meu grande amor, que esteve ao meu lado nesses três anos em Bauru, sempre me apoiando e me ajudando a seguir em frente. E a minha irmã, Camila, que mesmo de tão longe sei que está sempre torcendo por mim.

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente a Deus por ter-me dado saúde e força para enfrentar mais uma etapa da minha vida profissional: sem ele nada disso seria possível. Muito obrigado

A meus pais, Jayme e Maria da Glória, pela educação, e por não medir esforços quanto a dar sempre o melhor para a minha formação profissional.

A minha amada noiva, Júlia, pelo incentivo, companheirismo e amizade. Meu sogro Jefferson e minha sogra Maria José, por ter abraçado junto conosco essa idéia de ter vindo morar em Bauru para aprimorarmos nosso conhecimento. A meus cunhados Suzana e Rodrigo pelas férias divertidas em que estávamos em casa.

A minha irmã Camila e a meu cunhado Bruno que moram muito longe, espero, a partir de agora, ter maior disponibilidade para visitá-los com mais frequência, para aproveitarmos mais tempo juntos.

*A meus avós paternos Jayme e Cezária que, por morarem relativamente perto, de certa forma preencheram o vazio deixado pelos meus pais. A meus avós maternos Dylton (*in memoriam*) e Myrtes (*in memoriam*) que, onde quer que estejam, tenho certeza de que torcem por mim.*

A todos os meus tios, tias, primos e primas, que de alguma forma contribuíram para meu sucesso, em especial minha tia Mônica, companheira de profissão e grande motivadora.

A meu orientador prof. Dr. Acácio Lins do Valle, por ter-me incentivado a ingressar no mestrado quando ainda era meu professor na especialização, por ter despendido o seu tempo a ser meu orientador, pelos seus ensinamentos, pela amizade e por nossas pescarias nos momentos de descanso.

Ao prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro pelo seu ensinamento teórico/prático não só na clínica do mestrado, mas também na minha especialização. Sem dúvida, sem seus ensinamentos eu não seria a metade do profissional que sou.

Quero agradecer também ao prof. Dr. Heitor Marques Honório pela valiosa ajuda na análise estatística deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. José Carlos Pereira, e à Pós-Graduação representada pelo Prof. Dr. Paulo César Conti.

A todos os meus colegas de turma: Yuri, Mércia, André, Drica, Denise, Aline, Laís, Letícia, Joseli, Juliana. Um abraço especial a Vinícius, grande parceiro. Um agradecimento especial à Karen e toda sua família pela amizade companheirismo, por abrir as portas de sua casa em Campo Grande, seus pais, dentistas que muito admiro pelo sucesso e por me receberem tão bem.

Um agradecimento especial aos doutorandos Hugo e Luís que, nos momentos em que eu precisava, estavam sempre dispostos a me ajudar. Seus conselhos sempre foram importantes para o desfecho desta dissertação.

A todos os demais professores e funcionários do Departamento de Prótese da FOB-USP, em especial à Deborah, por estar sempre disposta a nos ajudar; a Marcelo Giatti, técnico de prótese do departamento, que me auxiliou muito na parte laboratorial deste trabalho; à Hebe e à Cleusa por nos ajudar na clínica de Pós-Graduação; à Larissa, funcionária do Departamento de Bioquímica, responsável pelo microdurômetro, por me disponibilizar os recursos para manusear o aparelho, e aos funcionários do Centro Integrado de Pesquisa (CIP), em especial ao Renato, que está sempre a nossa disposição, e muito me ajudou dando suporte em relação ao uso dos equipamentos, e na confecção das matrizes. Muito obrigado a todos vocês, cuja ajuda tornou a realização desta pesquisa muito mais fácil.

A todos muito obrigado!

***“O período de maior ganho em conhecimento e
experiência é o período mais difícil da vida de alguém.”***

Dalai Lama

RESUMO

As restaurações indiretas em sistemas totalmente cerâmicos desenvolveram-se visando à obtenção de próteses com melhor capacidade de mimetismo do dente natural. Além das propriedades óticas, essas restaurações devem ter adesão ao substrato de suporte, de modo a promover a união entre a cerâmica, o esmalte e a dentina, formando um corpo único, permitindo a transferência de tensões da restauração para a estrutura dental. Alguns fatores como: composição, espessura, opacidade e a cor do material cerâmico podem interferir na passagem de luz e, conseqüentemente, diminuir o grau de conversão do cimento, limitando o alcance de suas propriedades mecânicas e prejudicando o desempenho clínico. Dessa forma, este trabalho teve por objetivo avaliar a influência de diferentes níveis de opacidade da infraestrutura do dissilicato de lítio na polimerização de um cimento resinoso dual. Foram utilizados quatro discos de cerâmica (IPS *e.max Press*, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), um para cada opacidade da infraestrutura (HT, LT, MO e HO) recobertas por sua respectiva cerâmica de cobertura (IPS *e.max ceram* na cor A3), e um grupo de cimento sem a cerâmica interposta (grupo-controle). Para cada grupo foram polimerizados 15 corpos de prova de cimento resinoso (*Variolink II*, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Foi mensurado o grau de conversão do cimento com o teste de microdureza knoop. Cada corpo de prova foi avaliado imediatamente após a polimerização e após sete dias. Foram feitas cinco endentações para cada tempo e obtida uma média de cada corpo de prova. O grupo com disco de maior opacidade (HO) apresentou o menor valor de microdureza ($9,48 \pm 0,36$) no tempo inicial. O maior valor de microdureza foi o do grupo-controle após 07 dias ($38,51 \pm 1,05$). Os grupos com disco LT e MO apresentaram comportamento igual nos dois tempos, não havendo diferença entre eles. O maior valor de microdureza com o uso de discos cerâmicos foi o do grupo HT após 07 dias ($29,53 \pm 1,81$), o qual apresentou valor próximo do controle inicial, porém estatisticamente diferente. Conclui-se que o nível de opacidade da infraestrutura do dissilicato de lítio pode influenciar no grau de polimerização de um cimento resinoso dual.

Palavras-chave: Cimento resinoso. Dissilicato de lítio. Dureza. Cerâmica.

ABSTRACT

Influence of opacity the lithium disilicate infrastructure in dual-cured resin cement by Microhardness knoop

The indirect restorations in totally ceramic systems have been developed in order to obtain prostheses with improved ability to mimicry of the natural tooth. In addition to optical properties, these restorations must have adhesion to the supporting substrate so as to promote the bonding between the ceramic, enamel and dentin, forming a single body, allowing the transfer of stresses to the structure of the dental restoration. Some factors such as composition, thickness, opacity and color of the ceramic material can interfere with the transmission of light and, consequently, decrease the degree of conversion of the cement, impairing their mechanical properties and impairing clinical performance. Thus, this study aimed to evaluate the influence of different opacity levels of lithium disilicate infrastructure in the polymerization of a dual resin cement. Four ceramic discs were used (IPS *e.max Press*, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), one for each opacity infrastructure (HT, LT, MO and HO) covered by their respective veneering ceramic (IPS *e.max ceram* in color A3) and a group of ceramic cement without an intermediary (control group). For each group there were 15 specimens (n=15) (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The degree of conversion of the cement was measured with the Knoop microhardness test. Each specimen was evaluated immediately after polymerization and after seven days. Five indentations were made for each time and obtained an average of each specimen. The group with the largest disk opacity (ho) had the lowest microhardness value (9.488 ± 0.364) at baseline. The control group showed the highest microhardness the after 07 days (38.517 ± 1.055). Groups with LT and MO disk behaved the same on both days, with no difference between them. The highest microhardness using ceramic disc was in the HT group after 07dias (29.530 ± 1.812). It was concluded that the lithium disilicate infrastructure level of opacity influence the degree of polymerization of a dual resin cement.

Key words: Resin cements. Lithium disilicate. Hardness. Ceramics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	- Esquema da pastilha.....	43
Figura 2	- Matriz para a confecção da infraestrutura.	44
Figura 3	- Cera liquefeita no interior da matriz (a), padrão de cera (b).....	44
Figura 4	- Discos após a injeção (a) presos à lâmina de vidro (b) politriz exact (c) infraestrutura na espessura desejada (d).	45
Figura 5	- Matriz para a aplicação da cerâmica de revestimento (a) matriz com infraestrutura no seu interior (b) matriz preenchida com cerâmica de revestimento (c).....	46
Figura 6	- Discos de cerâmica finalizados HT (a) LT (b) MO (c) HO (d).	46
Figura 7	- Fundo da matriz de polietileno (a) frente da matriz de polietileno (b) matriz posicionada com o fotopolimerizador ligado.	47
Figura 8	- Pasta-base e catalisador do cimento.	48
Figura 9	- Cimento no interior da matriz (a). matriz preenchida com tira de poliéster sobre (b) matriz preenchida com tira de poliéster mais lâmina de vidro (c).....	48
Figura 10	- Esquema da montagem do ensaio (a). Conjunto placa de vidro, matriz com cimento e lâminas de vidro (b). Aplicação do fotopolimerizador (c).	49
Figura 11	- Espécime sendo polido (a) espécime após polimento (b).	50
Figura 12	- Microdurômetro shimadzu micro hardness tester HMV- 2.000 (a) endentação tipo Knoop (b).....	50
Figura 13	- Desenho esquemático das endentações	51

- GRÁFICO

Gráfico 1	- Gráfico de resultados	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios de microdureza (khn) $\pm$ desvio-padrão dos 05 grupos	55

LISTA DE ABREVIATURA, SIGLAS E SÍMBOLOS

PPF	prótese parcial fixa
°C	grau Celsius
%	porcentagem
=	igual
>	maior
α	alfa
ANOVA	análise de variância
BisGMA	bisfenol A-metacrilato de glicidila
KHN	número de dureza Knoop
LED	diodo emissor de luz
mm	milímetro
mW/cm ²	miliWatts por centímetro quadrado
n°	número
N	newtons
p	nível de significância
seg	segundo
TEGMA	triétileno glicol dimetacrilato
UDMA	uretano dimetacrilato
Gc.....	grau de conversão
mm ²	milímetro quadrado
CAD/CAM.....	<i>Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing</i>
μ m	<i>micrometro</i>
HT	<i>high translucency</i>
LT.....	<i>low translucency</i>
MO	<i>medium opacity</i>
HO.....	<i>high opacity</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1	SISTEMAS CERÂMICOS	21
2.2	CIMENTO RESINOSO	24
2.3	FATORES QUE INFLUENCIAM O GRAU DE CONVERSÃO	29
2.4	ENSAIOS LABORATORIAIS UTILIZADOS PARA AVALIAR O GRAU DE CONVERSÃO.....	34
3	PROPOSIÇÃO	37
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	41
4.1	CONFEÇÃO DOS DISCOS DE DISSILICATO DE LÍTIO	43
4.2	CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE CIMENTO.....	47
4.3	AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA	50
4.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	51
5	RESULTADOS	53
6	DISCUSSÃO	57
7	CONCLUSÕES	63
	REFERÊNCIAS	67

---

1 INTRODUÇÃO

---

1 INTRODUÇÃO

A utilização de cerâmicas na confecção de coroas dentais tem passado por constante evolução, devido às limitações das primeiras coroas fabricadas, com baixo desempenho clínico e difícil confecção. As técnicas de fundição das ligas metálicas e o processo de queima das cerâmicas foram aprimorados, melhorando o comportamento mecânico destes materiais e, a partir da década de 50, estes foram combinados para a confecção de coroas totais metalocerâmicas (SCOLARO et al., 2007).

A presença do metal nas tradicionais coroas metalocerâmicas e metaloplásticas é considerada como fator de interferência na coloração final do trabalho protético, limitando, em alguns casos, o alcance de uma estética satisfatória. A supressão dessa estrutura metálica de suporte implicaria em real ganho estético (FRANCISCHONE, 2004).

Desse modo, sistemas totalmente cerâmicos desenvolveram-se visando à obtenção de infraestruturas de cerâmicas reforçadas, como a alumina infiltrada por vidro, cerâmicas vítreas compostas de dissilicato de lítio, cerâmicas de óxido de alumínio densamente sinterizadas, ou cerâmicas de zircônia tetragonal estabilizada por ítria, com a aplicação de suas respectivas cerâmicas vítreas de cobertura (TASKONAK et al., 2008).

O IPS *e.max Press* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) é uma cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$), a qual é obtida por uma combinação de cera perdida e técnica de prensagem em calor. Uma pastilha de cerâmica vítrea da cor desejada é injetada em um molde de investimento sob vácuo e pressão. Esse sistema é indicado para a confecção de coroas unitárias de cerâmica pura (anterior e posterior), *inlays*, *onlays*, facetas e, mais recentemente, a utilização do sistema IPS *e.max Press* para a confecção de próteses parciais fixa (PPF) de 3 elementos para dente anterior ou até 2º pré-molar (CONRAD et al., 2007).

O IPS *e.max Press* apresenta-se em quatro diferentes níveis de opacidade: o IPS *e.max Press* HT (*high translucency*), devido à translucidez, é adequado para a fabricação restaurações parciais (*inlays* e *onlays* e laminados). Devido à

---

translucidez, as pastilhas HT são particularmente indicadas para a técnica de maquiagem e também para a técnica *cut-back*. O IPS *e.max Press* LT (*low translucency*) é indicado para a confecção de restaurações de dentes posteriores. As coroas feitas com pastilhas LT criam luminosidade e cromatização naturais, o que evita a incorporação de tonalidade acinzentada, sendo indicadas tanto para a técnica *cut-back*, como também para a técnica de estratificação. O IPS *e.max Press* MO (*médium opacity*), por possuir alta opacidade, é ideal para a fabricação de estruturas sobre preparos vitalizados, ligeiramente descoloridos. O IPS *e.max Press* HO (*high opacity*), devido à alta opacidade, é indicado para a confecção de estruturas sobre um preparo severamente descolorido ou núcleo metálico fundido (*Instructors for use ivoclar vivadent Liechtenstein, 2009*).

As restaurações indiretas devem ter adesão ao substrato de suporte, de modo a promover estabilidade e sobrevivência clínica. O objetivo dos cimentos odontológicos é a promoção da união entre a cerâmica, o esmalte e a dentina, formando um corpo único, permitindo a transferência de tensões da restauração para a estrutura dental. Entre os cimentos disponíveis no mercado, os cimentos resinosos apresentam baixa solubilidade, e sua espessura deve ser uniforme, com até 100 µm para ser considerada satisfatória (FREITAS et al., 2005).

Os cimentos resinosos são compostos por monômeros metacrílicos (e.g. bisGMA, UDMA) somados a uma considerável quantidade de diluentes (e.g. TEGDMA, HEMA) e partículas inorgânicas tratadas com silano (e.g. alumina, sílica) (CARVALHO et al., 2004). Em relação aos cimentos de ativação dual, apresentam duas formas de polimerização: a química, disposta em duas pastas, uma delas sendo o iniciador, o peróxido de benzoíla, e a outra, a amina terciária, que é o ativador; e física, cuja reação ocorre entre um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona, e um acelerador, que é uma amina terciária (KINA et al., 2008). Os cimentos resinosos duais foram desenvolvidos com o objetivo de conciliar as características favoráveis do autopolimerizável e do fotopolimerizável: maior controle do tempo de trabalho e assegurar que um grau adequado de conversão do cimento seja alcançado até mesmo em locais com pouca luz. São indicados em situações como restaurações opacas, cavidades muito profundas e núcleos intraradiculares nas quais pode haver um comprometimento do alcance da luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador ao cimento. No entanto, embora as duas formas de ativação estejam presentes, elas são suplementares e independentes. Se a exposição à luz

---

não é suficiente, a parte fotoativada do cimento será afetada e uma máxima polimerização não será alcançada (PEDREIRA et al., 2009).

Alguns fatores como composição, espessura, opacidade e a cor do material cerâmico podem interferir na passagem de luz e, conseqüentemente, diminuir o grau de conversão do cimento, limitando o alcance de suas propriedades mecânicas e prejudicando o desempenho clínico (NORONHA FILHO et al., 2010; VALENTINO et al., 2010).

Na literatura, não são encontrados estudos que focalizem diretamente a influência dos diferentes níveis de opacidade do dissilicato de lítio (HT, LT, MO E HO) sobre a polimerização do cimento resinoso dual. Dessa forma, este trabalho teve por objetivo avaliar a influência dessas diferentes opacidades de cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio na polimerização de um cimento resinoso dual.

---

2 REVISÃO DE LITERATURA

---

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para fins didáticos, a revisão de literatura foi dividida em quatro partes: 1- sistemas cerâmicos, 2- cimento resinoso, 3- fatores que influenciam no grau de conversão e 4- ensaios laboratoriais utilizados para a avaliação do grau de conversão.

2.1 Sistemas cerâmicos

Com o aumento da demanda estética nas clínicas odontológicas, as cerâmicas também denominadas de porcelana dental vêm-se destacando por ser um material de aparência semelhante ao dente natural, devido à adequada propriedade óptica e durabilidade química. Estas e outras qualidades, como excelente estética e dureza, possibilitaram o rápido desenvolvimento desse material no contexto científico, quanto às propriedades, com o objetivo básico de tentar satisfazer o crescente aumento da exigência estética preconizada pela sociedade moderna. (GOMES et al., 2008)

As cerâmicas odontológicas são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigênio), os quais as caracterizam em duas fases: a fase cristalina e, circundando-a, a fase vítrea. A camada vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), e a proporção entre Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana. Já a fase cristalina dita às propriedades mecânicas e ópticas da liga. Sendo assim, a formulação da porcelana deve ser realizada de modo a apresentar propriedades, como fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura (DELLA BONA; ANUSAVICE, 2002).

As cerâmicas ricas em alumina ou zircônia são altamente resistentes, porém com um baixíssimo potencial adesivo, estética limitada pela reduzida translucidez devido à adição de óxidos de alumínio ou zircônia (*in-ceram*, *in-ceram spinell*,

---

procera all ceram, procera all zircon), não sendo sensíveis ao condicionamento ácido e silanização (GAROFALO, 2005). Além disso, esses sistemas possuem um alto conteúdo cristalino que pode dificultar a passagem de luz durante a polimerização do cimento resinoso. (BORGES et al., 2008)

Os sistemas cerâmicos ricos em sílica, altamente adesivos e estéticos, são mecanicamente mais friáveis e frágeis antes de cimentados à estrutura dental. Como exemplo, temos as cerâmicas feldspáticas (*Noritake, Williams, Duceram, VMK vita*) e as cerâmicas de dissilicato de lítio (*IPS e.max press, ivoclar vivadent Liechtenstein*), que são sensíveis a condicionamento químico (ácido fluorídrico e silano) para a cimentação (GAROFALO, 2005).

Essas porcelanas apresentam um aumento de sua resistência conseguido pela eliminação dos defeitos de superfície, o que aumenta a tenacidade à fratura, e isso é conseguido pela cimentação adesiva. A união adesiva diminui substancialmente os defeitos de superfície internos na restauração cerâmica, reduzindo, assim, seu potencial à fratura. Porém sua resistência resulta efetivamente da união entre a restauração e o preparo, atuando como um sistema de deformação elástica contínua. A cerâmica de dissilicato de lítio é um grupo de material que possui matiz, saturação, valor e translucidez muito parecidos com os da dentina natural, o que o torna um material altamente estético. Sua resistência permite ser indicada para casos de coroa unitária anterior e posterior, fixa anterior e posterior de três elementos (até segundo pré-molar), além de *inlays*, *onlays* e facetas laminadas. São materiais altamente favoráveis à cimentação adesiva, por sofrerem condicionamento ácido, além de possibilitar a união pelo silano (KINA et al., 2008).

Como dito anteriormente, o *IPS e.max press* é muito translúcido e, por isso, deve-se dar atenção aos casos com remanescente escurecido. Chaiyabutr et al. (2011) realizaram uma pesquisa onde foi avaliado o efeito cumulativo da cor do pilar (*light, medium light, médium dark, e dark*), cor do cimento (translúcido e opaco) e espessura da cerâmica (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm e 2,5 mm) na cor resultante de uma coroa de dissilicato de lítio obtida pelo processo CAD/CAM (*Computer Aided Desing / Computer Aided Manufacturing*) com uma pastilha LT. Os autores concluíram que a cor subjacente do dente pilar, cor de cimento, e espessura de cerâmica influenciam na cor resultante da coroa de dissilicato de lítio.

Além dessas características estéticas, o dissilicato de lítio também apresenta boas propriedades mecânicas. Silva et al. (2011) realizaram um estudo *in vitro* e *in*

---

vivo para avaliar o desempenho de coroas de dissilicato de lítio (LDGC), óxido de zircônio (Y-TZP) e coroas metalocerâmicas, em relação à confiabilidade, ao desempenho clínico e a resistência à abrasão. Os autores submeteram amostras de LDGC, Y-TZP e coroas metalocerâmicas a teste de fadiga, além de conduzir um ensaio clínico randomizado e controlado para analisar a perda volumétrica de superfícies antagonistas de esmalte e cerâmica. O estudo concluiu que as coroas de dissilicato de lítio apresentam alta durabilidade e uma abrasão da dentição antagonista compatível com dentes naturais. Como implicações clínicas desse trabalho, as coroas de óxido de zircônio e de dissilicato de lítio são um meio clinicamente aceitável de tratar dentes que necessitam de restaurações totais.

Schultheis et al. (2012) realizaram um estudo avaliando o efeito da fadiga sobre a taxa de sobrevivência de próteses fixa de três elementos de dissilicato de lítio monolítico obtidos pelo CAD/CAM (M-LiCAD), área de conector 4x6mm, dissilicato de lítio feito pelo processo CAD/CAM, mas com cerâmica de cobertura (BL-LiCAD), área de conector 4x4mm, e próteses fixa metalocerâmica como padrão-ouro. Cada grupo tinha 16 espécimes e, em oito espécimes de cada grupo, foi realizado 1,2 milhões de ciclos com carga de 49N e um endentador de cerâmica foi utilizado. Simultaneamente era realizada ciclagem térmica entre 5 e 55°C durante 60 seg. Teste de carga única até a falha foi realizado antes e após a fadiga. Foi encontrado que não ocorreu fratura durante a fadiga. As médias de cargas no momento da fratura, antes e depois de fadiga foram respectivamente: M-LiCAD, 1298/1900; BL-LiCAD, 817/699; MC, 1966/1818. As próteses de M-LiCAD e MC apresentaram cargas de fratura comparáveis e foram significativamente maiores do que BL-LiCAD. M-LiCAD e BL-LiCAD falharam a partir da infraestrutura na área do conector. Falhas MC foram limitadas a fraturas da cerâmica de cobertura, expondo o núcleo de metal. O ensaio de fadiga não apresentou efeito significativo em nenhum grupo. Os autores concluem que as próteses fixa monolítica de dissilicato de lítio feitas no CAD/CAM mostraram resultados compatíveis com as metalocerâmicas, e parecem ser uma alternativa viável para o tratamento de prótese fixa posterior de três elementos.

Martins (2012) realizou um estudo para avaliar a confiabilidade à fadiga de coroas de dissilicato de lítio e *max* CAD, com 1mm de espessura, monolítica, e com 2mm de espessura, monolítica, sendo que na vestibular essa espessura era 1,5mm e recoberta com 0,5mm de cerâmica de cobertura. Esses dois grupos foram

---

comparados com coroas de zircônia e metalocerâmica. Após cimentadas (cimento resinoso), todas as coroas foram envelhecidas em água por 7 dias e testadas com carga única ou com fadiga acelerada progressiva. A probabilidade Weibull e os gráficos de probabilidade foram calculados e plotados. A menor confiabilidade foi observada para o grupo de zircônia e não houve diferença estatística entre o grupo metalocerâmica, dissilicato com 1mm e dissilicato com 2mm. O grupo dissilicato com 2mm demonstrou a maior resistência característica. Os grupos dissilicato com 1mm e dissilicato com 2mm apresentaram uma resposta à fadiga semelhante à do grupo metalocerâmica e melhor que o grupo zircônia. Isso mostra a confiabilidade dessas coroas.

Kern et al. (2012) realizaram um estudo prospectivo para avaliar a longo prazo a taxa de sobrevivência de próteses fixa de três elementos de dissilicato de lítio monolítico. Foram confeccionadas 36 próteses fixa por professores da Faculdade de Odontologia Christian-Albrechts, Universidade de Kiel, Alemanha, sendo seis na região anterior e trinta na região posterior. A área dos conectores foi padronizada conforme recomendações do fabricante (12mm^2 para a região anterior e 16mm^2 para região posterior). A taxa de sobrevivência PPF (sobrevivência sendo definida como permanecendo no local, com ou sem complicações) foi de 100% depois de cinco anos e 87,9% depois de 10 anos. Já a taxa de sucesso (sucesso sendo definido como mantendo-se inalterada e livre de complicações) foi de 91,1% depois de cinco anos e 69,8% depois de 10 anos. Os autores concluíram que as taxas de sucesso de próteses fixa de dissilicato de lítio monolítica foram semelhantes às das metalocerâmicas convencionais. Ressalta-se ainda que se as recomendações do fabricante forem seguidas, próteses fixa de três elementos de dissilicato de lítio podem ser uma alternativa segura.

2.2 Cimentos resinosos

A cimentação adesiva é um fator crítico de uma restauração indireta estética dada a diversidade de sistemas cerâmicos, de condicionadores de superfície e grande variedade de cimentos. A perfeita combinação entre um sistema adesivo e um alto grau de conversão dos monômeros dos cimentos resinosos proporciona boas propriedades mecânicas à restauração, como baixa solubilidade do cimento

---

(FLEMING et al., 2006), estabilidade da peça protética (BARGHI; MCALISTER, 2003) e, ainda, evita a microinfiltração e a sensibilidade pós-operatória (EI-MOWAFY et al., 1999). Além disso, mantém a estética devido à diminuição da presença de ligações duplas residuais que causa a alteração de cor do cimento resinoso e prejudica a aparência de restaurações mais translúcidas (OZYESIL et al., 2004).

Historicamente, um dos cimentos mais antigos utilizados na cimentação de peças protéticas é o cimento de fosfato de zinco, com resultados altamente satisfatórios, como demonstrados em diversas pesquisas de avaliação clínica, sendo usado até hoje (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998). Outros cimentos mais recentes, como o cimento de ionômero de vidro e cimento de ionômero de vidro modificado por resina, têm sido também bastante empregados na cimentação de coroas e núcleos e apresentam algumas vantagens como adesão e liberação de flúor, as quais podem atuar na inibição do desenvolvimento de cárie secundária, que é uma das principais causas de fracasso em prótese fixa (MCLEAN; NICHOLSON; WILSON, 1994). Entretanto, embora esses cimentos tenham uma longa história de sucesso devido ao aumento dos procedimentos estéticos, os cimentos resinosos estão sendo mais indicados. Eles apresentam boas qualidades estéticas, baixa solubilidade e boas propriedades mecânicas quando bem polimerizados.

Os cimentos resinosos existem desde o início dos anos 50. Sua formulação inicial foi baseada em uma resina de metacrilato de metila. Devido à alta contração de polimerização, tendência de irritação pulpar, à microinfiltração e às limitadas características de manipulação, esses cimentos tiveram um uso inicial limitado. Entretanto, com o desenvolvimento das resinas compostas para restaurações diretas com propriedades melhoradas, com a aceitação da técnica do ataque ácido para unir a resina ao esmalte e a novas formulações com potencialidade para se unirem à dentina, apareceu uma variedade de cimentos à base de resina composta (PHILLIPS, 1993). Atualmente, os cimentos resinosos têm sua composição muito similar às resinas compostas, porém com menor quantidade de carga para apresentarem fluidez necessária à cimentação. São materiais compostos, constituídos de uma matriz orgânica, geralmente à base de Bis-GMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato), UDMA (Uretano Dimetacrilato) ou TEGDMA (Trietilen Glicol Dimetacrilato), com cargas inorgânicas tratadas com silano. A maioria desses cimentos possui carga de vidro ou sílica, entre 50 a 70% em peso (GARONE NETTO et al., 1998; BOTTINO et al., 2000; BLATZ et al., 2003). É a sua grande resistência

---

coesiva que os torna úteis quando se deseja a união micromecânica de coroas cerâmicas condicionadas por ácido (BOTTINO et al. 2000). Os cimentos resinosos também são praticamente insolúveis aos fluidos orais, possuem limite de fratura maior do que os outros cimentos, além de se unir à dentina e ao esmalte. Como desvantagens, podem promover irritação pulpar. Além disso, a remoção do excesso é crítica, principalmente quando sua presa já está em estado mais avançado (ANUSAVICE, 2005).

As cargas inorgânicas dos compósitos variam muito em relação ao tipo, à concentração, ao tamanho e à distribuição na matriz polimérica, e são essas as características que ditam as propriedades físicas do material. Hoje em dia, a maioria dos compósitos é produzida a partir da moagem ou frezagem do quartzo ou vidro, que podem ser de silicato de lítio-alumínio ou vidro de sílica que contém bário, estrôncio, zinco ou zircônia. Na sua composição também há partículas de sílica submicrométricas de tamanho coloidal (0,04 μm), obtidas por um processo pirolítico ou de precipitação. Os cimentos resinosos normalmente apresentam partículas variando entre 0,04 μm a 3 μm (FERRACANE, 1995).

A reação química dos cimentos resinosos é chamada de polimerização por adição, que é um tipo de reação que converte os monômeros em polímeros nos cimentos resinosos, por meio de uma reação intermolecular repetitiva em que as moléculas de monômeros se unem formando uma cadeia polimérica por meio de ligações covalentes. Essa reação normalmente envolve monômeros que contêm ligações duplas de carbono ($\text{C}=\text{C}$). Quimicamente, essas ligações possuem alta energia e são instáveis conseguindo, assim, conseguem reagir facilmente com outras moléculas. Porém, para que esta reação aconteça, ela necessita de um iniciador que deve ser ativado para que tenha início o processo de polimerização. A ativação do iniciador pode ocorrer pela interação deste com a luz, calor ou com um agente químico (FERRACANE, 1995).

O iniciador tem o papel de constituir um radical livre (molécula com uma ligação simples de carbono e um elétron desemparelhado). Em seguida, esse radical livre excitado se ligará ao monômero quebrando a sua dupla ligação de carbono. Dessa maneira, o radical livre excitado passa a ser o do monômero que se ligará a outro monômero formando uma cadeia polimérica. Também sempre haverá um radical livre que é muito reativo e reagirá sequencialmente com outros monômeros. Essa reação ocorre ao mesmo tempo em vários locais, aumentando rapidamente a

---

viscosidade do cimento. Este estágio é chamado de pré-gel, onde as cadeias poliméricas ainda se movimentam entre si e ainda continuam acontecendo ligações cruzadas. Em um determinado momento da reação, já existem tantas cadeias poliméricas que elas já não se movimentam, estágio esse chamado de gel. Logo após, a reação entra em uma fase chamada de pós-gel ou fase final, na qual alguns monômeros permanecerão não reagidos, e o cimento alcançará seu maior módulo de elasticidade e dureza (POSKUS et al., 2003).

Em uma reação de polimerização, quanto maior for o número de ligações cruzadas maior será o módulo de elasticidade e dureza. Assim, o desejável é sempre atingir alto grau de conversão, porém sempre haverá ligações não reagidas. Isso acontece pois, na fase de gel, as cadeias poliméricas já não conseguem mais movimentar-se entre elas e, assim, os carbonos não reagidos ficam distantes entre si impossibilitando que novas ligações sejam realizadas. (YAP et al., 2004)

Quanto à reação de polimerização, os cimentos resinosos podem ser classificados em: autopolimerizáveis, polimerizáveis por ação de luz visível e dupla reação (*dual*). Geralmente, os cimentos autopolimerizáveis são indicados para cimentação de restauração onde o material possa impedir a passagem de luz para a ativação física do cimento, como em restaurações metálicas e núcleos intrarradiculares. Já nos fotopolimerizáveis, a reação ocorre entre um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona, e um acelerador, que é uma amina terciária. Essa classe de cimento tem como vantagem o controle do tempo de trabalho. Outra vantagem desses cimentos é a estabilidade da cor, sendo indicados para restaurações onde a cor e a espessura do material não impeçam a passagem da luz (ANUSAVICE, 2005). Nos cimentos de polimerização dual, a reação de polimerização é iniciada tanto pela emissão da luz visível (onde monômeros fotoiniciadores, como a canforoquinona e aminas promotoras da reação de polimerização estão presentes) como por reação química (peróxido de benzoila). Essa categoria serve para assegurar a completa polimerização do cimento, mesmo sob restaurações opacas e espessas, onde a luz não é capaz de alcançar (HOFMANN et al., 2001). Porém vale lembrar que, mesmo sendo de polimerização dual, alguma quantidade de luz tem que chegar para que se inicie a polimerização (CARVALHO; PRAKKL 2001).

Groten e Pröbster (1997) relataram o efeito de diferentes cimentos à fratura de coroas de cerâmica. Foram utilizados 120 coroas totais de cerâmica pura,

---

Empress (Ivoclar), divididas em seis grupos (n=20) e cimentadas em troquéis de aço com cimento de fosfato de zinco *Phosphacap* (Ivoclar) nos grupos A e B; cimento de ionômero de vidro *Ketac-Cem* (ESPE) nos grupos C e D e cimento resinoso *Dual Cement* nos grupos E e F. Nos grupos B, D, E e F, a superfície interna das coroas foi condicionada com ácido fluorídrico 5% (Ivoclar), e depois aplicado o *Silano Monobond* (Ivoclar) por 30 segundos, seguido de adesivo *Heliobond* (Ivoclar). No grupo F, todos os troquéis foram condicionados com Sistema de Cobertura Rocatec (ESPE). Os resultados mostraram que os valores de 294 N para o cimento de fosfato de zinco e de 217 N para o cimento de ionômero de vidro não influenciaram significativamente na resistência à fratura da coroa de cerâmica feldspática. Já nos grupos onde o cimento resinoso foi utilizado, essa resistência foi significativamente mais alta (382 N). O tratamento da superfície interna da peça, mais o tratamento do troquel e o emprego de cimento resinoso, resultaram num considerável aumento na resistência à fratura pela forte união das interfaces coroa/resina e troquéis/resina (687,6 N).

Piowarczyk et al. (2005) avaliaram a microinfiltração e fendas marginais em coroas totais cimentadas por seis agentes cimentantes diferentes. Sessenta pré-molares e molares humanos, não cariados, sofreram preparos convencionais para coroa total. As margens mesial e distal ficaram localizadas em dentina, enquanto as margens vestibular e lingual/palatina ficaram em esmalte. As coroas foram confeccionadas em liga nobre de ouro. Os espécimes foram dispostos aleatoriamente em seis grupos de agentes cimentantes: cimento de fosfato de zinco (Cimento de *Haward*), cimento de ionômero de vidro convencional (*Fuji I*), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (*Fuji Plus*), dois cimentos resinosos convencionais (*Rely X ARC* e *Panavia F*) e um cimento resinoso autoadesivo (*Rely X Unicem*). Após quatro semanas de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos a 5.000 termociclagens (5 a 55°C). Foram imersos em solução de nitrato de prata, sendo em seguida cortados verticalmente nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual. As microinfiltrações e as fendas marginais foram analisadas por microscopia eletrônica. Os autores encontraram diferenças significantes entre os grupos. O *Rely X Unicem* mostrou o menor grau de microinfiltração tanto em esmalte quanto em dentina. *Panavia F* e *Rely X Unicem* foram associados às maiores fendas marginais. Nenhuma associação foi encontrada

---

entre microinfiltração e fendas marginais, a não ser quando o Cimento *Haward* foi utilizado em esmalte.

Diante da grande variedade dos sistemas cerâmicos e cimentos odontológicos, o profissional não pode utilizar um único cimento para todos os casos. Para isso, ele deve estar atento à situação clínica e às características de cada sistema para indicar corretamente qual a técnica e o cimento a ser utilizado para o caso. A cimentação final de restaurações protéticas apresenta peculiaridades relacionadas ao comportamento clínico de cada material, e a associação errada entre material restaurador, tratamento de superfície e agente cimentante resulta, muitas vezes, em fracasso clínico (RIBEIRO et al., 2007).

2.3 Fatores que influenciam no grau de conversão

Como citado anteriormente, uma conversão total dos monômeros em polímeros é impossível de acontecer, principalmente pela impossibilidade de movimentação dos carbonos não reagidos. Outros fatores que interferem na polimerização do cimento são: o sistema de ativação do cimento (NORONHA-FILHO et al., 2010), a espessura (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990; PAZIN et al. 2008; MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2008), a cor (SOARES; SILVA; FONSECA, 2006), a translucidez e opacidade e a composição do material da restauração. Além destes, o tipo de fotopolimerizador (HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHYAD, 2009), sua programação, o tempo de exposição à luz (ILIE; HICKEL, 2008), a distância entre a fonte de luz e a película de cimento e o tempo após a polimerização (PICK et al., 2010).

Em uma pesquisa realizada por Blackman, Barghi, Duke (1990), foi examinada a microdureza *Knoop* de dois tipos de cimentos resinosos, um fotoativado e um dual, os quais foram polimerizados através de blocos constituídos por: uma porcelana feldspática e uma vitrocerâmica, com diversas espessuras (0,5; 1; 2; 3 e 4 mm). Os tempos de exposição à luz também variaram (30, 60, 90 e 120 seg.). Verificou-se que ambos os cimentos atingiram a dureza máxima quando fotoativados através dos discos de espessuras de 0,5 e 1mm, com o tempo de exposição recomendado pelo fabricante (60 Seg.). Outro fato importante notado foi que nenhum cimento resinoso foi devidamente polimerizado sob os blocos de

---

porcelana feldspática de 3 e 4mm, mesmo dobrando-se o tempo de exposição recomendado pelo fabricante. Ambos os cimentos apresentaram melhor desempenho quando fotoativados através da vitrocerâmica. Essas diferenças nos resultados, ao comparar os materiais cerâmicos interpostos, não foram explicadas pelos pesquisadores.

Braga, Cesar e Gonzaga (2002) investigaram a influência da forma de polimerização na resistência flexural e dureza de quatro cimentos resinosos, *Enforce* e *Variolink II* na forma de fotopolimerização, autopolimerização e de polimerização dual, *RelyX ARC* autopolimerização e polimerização dual, e *C&B* autopolimerização. Os espécimes foram fraturados usando-se um ensaio de flexão de três pontos, e a dureza *Knoop* (KHN) foi medida nos fragmentos obtidos após o teste flexural. *RelyX ARC* dual apresentou maior resistência flexural do que os outros grupos. *RelyX ARC* e *Variolink II* dependiam da fotoativação para alcançar maiores valores de dureza. *Enforce* mostrou dureza similar para os modos de polimerização dual e química. Nenhuma correlação foi encontrada entre a resistência flexural e dureza, indicando que outros fatores, além do grau de conversão (por exemplo, o conteúdo de carga e tipo de monômero), afetam a resistência flexural de compósitos.

Soares, Silva e Fonseca (2006) avaliaram a microdureza de um cimento resinoso *dual* (*Rely X ARC*), sob a influência da espessura, e da cor de uma cerâmica feldspática. Noventa e cinco incisivos bovinos foram selecionados e divididos aleatoriamente em 19 grupos ($n = 5$). Na superfície bucal, uma cavidade padronizada de 4mm de diâmetro e 1mm de profundidade foi preparada, e restaurações de cerâmica feldspática (*NoritakeEx3*) foram confeccionadas, com 4mm de diâmetro, e 1, 2 e 4mm de espessura nas cores A1, A2, A3, A3.5 e A4. A polimerização química do cimento resinoso dual não foi suficiente para compensar a atenuação de luz promovida pela interposição das cerâmicas na cor A3.5 e A4, com 4mm de espessura. A espessura teve maior influência sobre a microdureza do cimento do que a cor da restauração.

Pazin et al.(2008) realizaram um estudo que avaliou a influência da espessura da cerâmica *Empress Esthetic* (*Ivoclar Vivadent*), que é reforçada por leucita, na polimerização do cimento resinoso dual, *Variolink II* (*Ivoclar Vivadent*). Os discos de cerâmicas tinham 0,7mm, 1,4mm e 2,0mm de espessura e, para a polimerização do cimento, foi utilizada uma matriz cilíndrica com espessura de 1,0mm. O cimento foi polimerizado por 40 segundos com a cerâmica interposta entre o cimento e a luz. As

---

endentações foram feitas sobre as superfícies superior e inferior. Os dados foram submetidos a ANOVA e teste de *Tukey* ($P < 0,05$). Amostras ativadas através de discos de 1,4mm e 2mm de espessura apresentaram menor dureza do que todos os outros grupos, exceto para o grupo de controle químico. Já para o grupo de discos de 0,7mm, os resultados de dureza foram similares aos do grupo-controle onde o cimento era polimerizado sem a presença da cerâmica.

Meng, Yoshida e Atsuta (2008) investigaram a influência da espessura da cerâmica sobre as propriedades mecânicas e estrutura polimérica (grau de conversão e quantidade de ligações cruzadas) de três agentes cimentantes de polimerização dual: *Linkmax HV* (GC), *Nexus 2* (Kerr) e *Variolink II* (Ivoclar Vivadent). Foi utilizada uma cerâmica à base de leucita e as espessuras dos discos de cerâmica foram de 1,0mm, 2,0mm e 3,0mm. Os espécimes foram submetidos a teste de resistência flexural, módulo de elasticidade e microdureza, que foi medida na face irradiada do espécime, antes e após armazenamento a seco a 37°C durante 24 horas. A microdureza foi utilizada como estimativa indireta do grau de conversão. Após os resultados e a estatística, os autores concluíram que, para todos os cimentos, quando se aumenta a espessura da cerâmica, há uma diminuição da resistência à flexão, do módulo de elasticidade, do grau de converção e da quantidade de ligações cruzadas.

Borges et al. (2008) avaliaram o efeito de diferentes cerâmicas e de diferentes modos de polimerização, fotopolimerização direta sobre o cimento, através de cerâmicas e somente com ativação química, na microdureza *knoop* do cimento resinoso dual (*Rely X ARC*). As cerâmicas utilizadas foram: *DuceramPlus* (DeguDent), *Cergogold* (DeguDent), *IPS Empress* (Ivoclar), *IPSEmpress 2* (Ivoclar), *Procera* (Nobel Biocare), em alumina *Ceram* (Vita) e *Cercon* (DeguDent), com 1,2mm de espessura. Os espécimes de cimento foram feitos com o auxílio de uma matriz de *teflon* de 5,0mm de diâmetro e 1,00mm de espessura. A microdureza média do cimento resinoso para a ativação química e através de todas as cerâmica mostraram valores significativamente mais baixos em comparação com a ativação direta imediata e às 24 horas. Os valores de microdureza, após 24 horas de ativação, foi superior em relação aos valores de microdureza logo após a polimerização, exceto com ativação direta. As cerâmicas mais opacas resultaram em menores valores de microdureza.

Ilie e Hickel (2008) analisaram os efeitos da polimerização do cimento resinoso dual, *Variolink II*, para diferentes tempos de exposição (5, 10, e 15 seg) com fotopolimerizador de alta intensidade, para diferentes tipos de cerâmicas (duas reforçados por leucita e duas de dissilicato de lítio), para diferentes espessuras (0,5mm, 1,0mm, 2,0mm e 3,0mm), e para a translucidez da cerâmica. Todos esses efeitos foram expressos em termos de dureza *Vickers*. Os autores concluíram que fotopolimerizadores de alta intensidade não são capazes de reduzir consistentemente o tempo de exposição, em ambos os sistemas. O tempo de 15 seg de polimerização foi necessário para a polimerização. A cerâmica reforçada por leucita não reduziu a dureza do cimento com espessura de até 2mm, ao passo que a cerâmica de dissilicato de lítio já havia causado este efeito com uma espessura de 1mm.

Em 2009, Hooshmand, Mahmoodi e Keshvad avaliaram a eficiência da luz fotopolimerizadora do tipo LED e halógena através de uma cerâmica de dissilicato de lítio, com 2,0mm de espessura, na polimerização de um cimento resinoso (*Variolink Ultra*). Para essa comparação, foi utilizado o teste de microdureza *Vickers* no cimento polimerizado. Os autores concluíram que a luz halógena somente é comparada com o LED se for ativada por um período muito maior, e também que os valores de microdureza diminuíram significativamente quando interpostos pela cerâmica.

Noronha-Filho et al. (2010) realizaram um estudo onde analisaram o grau de conversão de quatro cimentos resinosos (*All Ceram*, *Enforce*, *Rely X ARC* e *VariolinkII*), ativados somente pela via química, por polimerização dual e polimerização dual com interposição de um disco de cerâmica (IPS *empress* de 2,0mm de espessura). Para a ativação química, os cimentos foram espatulados (pasta-base e catalisador) e a mistura colocada numa matriz. Para a ativação dual, realizou-se o mesmo procedimento e, ainda, a fotoativação por 40 segundos. Num terceiro grupo foi realizado o mesmo procedimento do grupo anterior, porém com um disco de cerâmica interposto. Os resultados encontrados constataram uma diminuição significativa do grau de conversão quando a ativação ocorreu através do disco de cerâmica.

Zhang e Wang (2011) realizaram um estudo com cerâmica de dissilicato de lítio, onde avaliaram o grau de atenuação da luz promovido por este material, e analisaram a influência da espessura da cerâmica (1, 2 e 3mm) e do tempo da

---

polimerização (10, 20, 30, 40, 50 e 60 segundos) sobre a polimerização de um cimento resinoso de polimerização dual (*Panavia F, KurarayCo., Ltd. Osaka Japan*). Para avaliar a atenuação de luz foi utilizado um radiômetro espectral e, para analisar a influência da cerâmica no cimento, utilizou-se microdureza *Vickers*. A intensidade de luz transmitida foi reduzida de 584 mW/cm², quando sem a cerâmica, para cerca de 216 mW/cm², 80 mW/cm² e 52 mW/cm² quando com a cerâmica com espessuras de 1mm, 2mm e 3mm, respectivamente. Espécimes de cimentos polimerizados sem a fotoativação apresentaram valores significativamente mais baixos quando o cimento foi fotopolimerizado. Quando o tempo de exposição à luz foi de 10 ou 20 segundos, apareceu uma diminuição significativa nos valores de dureza quando discos de 1mm e 2mm de cerâmica foram usados, enquanto que para 30, 40 ou 50 segundos, a redução dos valores de dureza somente foi observado quando se utilizaram discos de cerâmica de 3mm. Quando as amostras de cimento foram fotopolimerizadas através da cerâmica com 1mm de espessura, não houve aumento nos valores de dureza quando o tempo de exposição à luz era maior do que 30 segundos. Com uma espessura de 2mm, os valores de dureza de espécimes fotopolimerizados durante mais de 40 segundos não foram significativamente diferentes. Quanto à espessura de 3mm, os valores de dureza mostraram um aumento contínuo com uma fotopolimerização prolongada. Como conclusão, conforme o cimento for fotopolimerizado sob cerâmicas mais espessas, um período maior de fotoativação pode ser necessário.

Kilinc et al. (2011) realizaram um estudo onde avaliaram a dureza de três cimentos resinosos (*Nexus 2, Kerr, Appeal, Ivoclar Vivadent e Calibra, Dentsply Caulk*), que foram polimerizados de duas formas: uma só com a pasta-base mais fotopolimerização, a outra com pasta-base e catalisador mais fotopolimerização. Estes cimentos foram polimerizados sob discos de cerâmica (*IPS Empress Esthetic / Ivoclar*) em quatro espessuras (1mm, 2mm, 3mm e 4mm). A transmissão de luz através das cerâmicas foi medida utilizando-se um radiômetro de mão (*Demetron, Kerr*). A microdureza do grupo sem catalisador foi significativamente menor quando comparada com a do grupo com catalisador. Cerâmica com espessura de 3mm e 4mm diminui significativamente a microdureza. Houve uma correlação significativa entre a quantidade de luz transmitida e dureza.

2.4 Ensaios laboratoriais utilizados para avaliação do grau de conversão

O grau de conversão nada mais é do que a porcentagem de ligações duplas de carbono que foram convertidas em ligações simples durante o processo de polimerização das resinas compostas e do cimento resinoso. Esse grau de conversão dos cimentos resinosos pode ser verificado por meio de vários ensaios laboratoriais, os quais podem ser classificados como diretos ou indiretos. Os diretos são aqueles que utilizam mão de obra especializada, com equipamentos específicos, como o espectroscópio infravermelho (IR) ou o Raman, os quais irão fornecer o grau de conversão monômero/polímero de uma resina composta em porcentagem a partir da quantidade de ligações duplas remanescentes após a polimerização. Já os indiretos são ensaios mecânicos laboratoriais, pois o grau de conversão está diretamente relacionado com as propriedades mecânicas do material (SANTOS et al., 2007).

Os ensaios diretos são aqueles que utilizam um espectrômetro para avaliar o grau de conversão de polímeros através de uma técnica vibracional, onde fica registrada a frequência de vibração dos monômeros. O teste de *Fourier Transformed Infra Red* (FTIR), que utiliza um espectrômetro de luz infravermelha, é o mais antigo, mas ainda continua sendo muito utilizado. É uma técnica que verifica o grau de conversão através da absorção da luz. Em compósitos com partículas inorgânicas maiores podem ocorrer absorções intensas que irão interferir na leitura dos dados, o que é uma desvantagem. Além disso, há a necessidade de preparar os corpos de prova com espessuras muito delgadas, o que dificulta o seu uso para materiais friáveis ou para avaliar uma interface entre dois materiais diferentes (MIYAZAKI et al., 2003).

Dos testes indiretos, o mais utilizado é o ensaio de microdureza, que consiste na realização de uma endentação por uma ponta de diamante no material que está sendo testado, e essa endentação é realizada sob uma carga estática, por um período de tempo pré-determinado. Depois da remoção da ponta, o material fica marcado por uma impressão microscópica, que será posteriormente analisada. Existem dois tipos de microdureza: na microdureza *Knoop* é utilizado um diamante em forma piramidal romboédrica, e a impressão fornecida possui uma diagonal maior e uma menor, sendo que o resultado é obtido medindo-se a diagonal maior. Na microdureza *Vickers* é utilizado um diamante, também com forma piramidal, só

---

que com a base quadrada, cujo resultado é uma impressão com duas diagonais de mesmo tamanho, e o resultado da dureza é obtido pela média da medida das duas diagonais (POSKUS et al., 2004).

A microdureza é um método simples e bastante utilizado para avaliar o grau de conversão do cimento. Ferracane (1985), Nielsen et al. (1982) encontraram que a Espectroscopia de infravermelho (IR) se correlaciona bem com os ensaios de dureza *Knoop*. Entretanto Ferracane (1985) relatou que um número de dureza absoluta não pode ser usado para prever o grau de conversão (GC), quando resinas diferentes são comparadas, o que não se aplica nesta pesquisa, pois iremos testar a mesma resina ou, no caso, cimento resinoso.

Em materiais poliméricos, após a remoção da carga ocorre uma recuperação elástica do material. No caso do ensaio *Vickers*, essa recuperação ocorre nas duas diagonais, mascarando o resultado. Em contrapartida, no ensaio *Knoop* as tensões são distribuídas de um modo que as dimensões do menor eixo encontrar-se-ão sujeitas a alterações por relaxamento e as dimensões do maior eixo, que é o eixo de referência para o cálculo da dureza, manter-se-ão inalteradas. A partir dessas informações, pode-se concluir que a microdureza é definida como a resistência a uma deformação permanente e que o ensaio de microdureza *Knoop* é o mais indicado para esse tipo de material, pois independe da ductibilidade do mesmo. (PICK et al., 2010)

Alguns estudos mostram que há uma correlação entre um método direto e um indireto, o que valida a microdureza como um método indireto confiável para avaliar o grau de conversão. Soh e Yap (2004) analisaram quatro diferentes modos de fotoativação em uma resinacomposta (*Filtek Z100*). Foram realizados dois testes para avaliar o grau de conversão, um direto (*differential scanning calorimetry*) e um indireto (microdureza *Knoop*), e os resultados mostram não existir diferenças estatísticas quando ambos foram comparados.

Outro exemplo de estudo que utilizou teste direto e indireto para avaliar o grau de conversão foi o de Santos et al. (2007). Nesse estudo foi avaliada a profundidade de polimerização de um compósito (Z250, 3M espe) quando fotopolimerizado com LED e luz halógena. Para os testes, ele utilizou microdureza e espectroscopia Raman, e os resultados para microespectroscopia Raman e microdureza mostraram uma correlação linear.

Outra correlação interessante é entre a microdureza *Knoop* e *Vickers*. Um estudo conduzido por Poskus, Plácido e Cardoso (2004) analisou-se a influência das duas técnicas sobre cinco resinas (*Alert*, *Solitaire2*, *SureFil*, Filtek A110 e Z250). Para o estudo, cinquenta cavidades classe II padronizadas foram preparadas em pré-molares humanos e restauradas com sua respectiva resina, totalizando dez restaurações para cada resina. Dezesesseis endentações foram realizadas em cada restauração. O teste de correlação de Pearson demonstrou uma correlação positiva entre dureza *Vickers* e *Knoop*.

Outro fator de extrema importância é o local da endentação, pois, normalmente, no centro do material, encontram-se os maiores valores de dureza do que nas suas extremidades ou periferia. Uma das hipóteses que pode explicar esse fenômeno é a de que no centro do material os radicais livres do monômero estão envoltos por um número muito maior de possíveis parceiros reativos, enquanto que, na periferia, os radicais livres encontrarão somente parceiros reativos localizados internamente (HOFMANN et al., 2001).

Os métodos diretos para a avaliação do grau de conversão são técnicas complexas e demoradas, que necessitam de conhecimento especializado, além de apresentarem custo muito alto. Com isso, o uso da microdureza tornou-se cada vez mais popular devido a sua técnica relativamente simples e à confiabilidade dos resultados comprovada na literatura a partir de muitos estudos que realizaram essa correlação (FERRACANE, 1985; SANTOS et al. 2007; SOH; YAP 2004).

---

3 PROPOSIÇÃO

---

3 PROPOSIÇÃO

Esse trabalho tem como objetivo avaliar a influência dos diferentes níveis de translucidez da infraestrutura de dissilicato de lítio, recobertas com porcelana de cobertura, na polimerização de um cimento resinoso dual.

Como objetivo específico, testar a seguinte hipótese nula:

- Não há influência dos diferentes níveis de translucidez da infraestrutura de dissilicato de lítio no grau de polimerização de um cimento resinoso dual.

4 MATERIAL E MÉTODOS

---

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para melhor entendimento, a sessão Material e Métodos foi dividida em quatro partes: confecção dos discos de cerâmicas, confecção dos corpos de prova de cimento, avaliação da microdureza *Knoop* e análise estatística.

4.1.Confecção dos discos de dissilicato de lítio

Foram confeccionados quatro discos de cerâmica de dissilicato de lítio, um para cada opacidade: HT (*high translucency*), LT (*low translucency*), MO (*médium opacity*) e HO (*high opacity*) oferecidas pelo sistema IPS *e.max press* (Ivoclar Vivadent, North América, Amherst, NY, EUA). Esses discos tinham 10mm de diâmetro por 2mm de espessura, os quais 0,7mm era de cerâmica de infraestrutura e 1,3mm era de cerâmica de cobertura (Figura 01).

Figura 01 - Dimensões do disco cerâmico

Para a padronização das medidas da infraestrutura, foi utilizada uma matriz de alumínio, em forma cilíndrica, com 10mm de diâmetro e 0,7mm de espessura, do tamanho desejado do padrão da infraestrutura (figura 02).

Figura 02 - matriz para confecção da infraestrutura

A matriz de alumínio e uma placa de vidro receberam a aplicação de vaselina sólida para permitir a obtenção de um padrão em cera (Cera azul regular – Kota Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil). A cera era liquefeita com o auxílio de lamparina a álcool e espátula nº 7, sendo vertida no interior da matriz, a qual estava posicionada sobre a placa de vidro (figura 03a). Após o resfriamento da cera, os padrões foram removidos e armazenados em um recipiente com água até os procedimentos de inclusão e injeção (figura 03b).

Figura 03 – a) matriz com cera liquefeita b) padrão de cera.

Os procedimentos de inclusão e injeção foram todos realizados conforme recomendações do fabricante. Entretanto, mesmo com uso da matriz, os discos não apresentavam espessura uniforme após a injeção (figura 04a) e, para alcançar a

---

espessura de 0,7mm, os discos foram fixados em uma lâmina de vidro (figura 04b), a qual foi posicionada em uma politriz (EXAKT Grinding Systems) (figura 04c), instrumento com precisão micrométrica calibrado para proporcionar a espessura desejada aos discos (figura 04d).

Figura 04 – a) infraestruturas com espessura irregular b) infraestruturas posicionadas na lâmina de vidro c) politriz exakt d) infraestruturas finalizadas

A porcelana de cobertura (IPS *e.max ceram* na cor A3) foi aplicada de acordo com as recomendações do fabricante para preparo das massas, condensação, temperatura e tempo de cocção. A cerâmica foi aplicada com o auxílio de outra matriz cilíndrica, com 10mm de diâmetro e 2mm de espessura (figura 05a). O disco de cerâmica foi posicionado no seu interior, e o espaço restante (1,3mm) (figura 05b) corresponde à espessura da porcelana de cobertura (figura 05c).

Figura 05 – a) matriz para aplicação da cerâmica de revestimento. b) infraestrutura posicionada no seu interior. c) cerâmica de revestimento aplicada

Com este método, os quatro discos (HT (figura 06a), LT (figura 06b), MO (figura 06c) E HO (figura 06d)) foram padronizados com as mesmas dimensões e, ao final, cada um recebeu uma camada de *glaze* na ultima queima.

Figura 06 – a) disco HT. B) disco LT. C)c- disco MO 06d- disco HO

4.2. Confeção dos corpos de prova de cimento

Os discos de cerâmicas foram confeccionados para serem utilizados de anteparo à luz durante a confecção dos corpos de prova de cimento *variolink II* (Ivoclar Vivadent, North América, Amherst, NY, EUA). Quatros grupos utilizaram os discos durante a polimerização, e um grupo foi polimerizado sem disco de cerâmica entre a luz polimerizadora e o cimento (grupo-controle). Foram obtidos 15 corpos de prova de cimento para cada grupo, com um total de 75 corpos de prova.

Para a polimerização dos corpos de prova de cimento, foi utilizado um fotopolimerizador *Optilight Plus* (Gnatus, São Paulo Brasil), que fornece luz halógena, previamente avaliada com radiômetro para verificar se a intensidade da luz estava dentro dos padrões recomendados (420nm - 480nm).

Para padronizar o posicionamento do disco de cerâmica, foi confeccionada uma matriz cilíndrica de polietileno. Uma de suas extremidades apresentava um alívio interno de 10mm de diâmetro (figura 07a), correspondente ao diâmetro da ponta do fotopolimerizador. Na outra extremidade, foi feito um alívio para o encaixe preciso do disco de cerâmica (figura 07b). Essa matriz era opaca a fim de se evitar que raios do fotopolimerizador se dispersassem e atingissem o cimento, assegurando, dessa forma, que todos os raios de luz passassem pelo disco de cerâmica (figura 07c).

Figura 07 – a) orifício para encaixe do fotopolimerizador b) orifício para encaixe do disco de cerâmica c) matriz posicionada com o fotopolimerizador ativado

A padronização dos corpos de prova de cimento resinoso foi realizada por meio de uma matriz de aço, onde no seu interior era colocado o cimento. A apresentação do cimento é em forma de pasta-base e pasta catalisadora (Figura 08), e a manipulação foi realizada conforme fabricante, proporcionado em partes iguais com o auxílio de uma balança de precisão (Bel Engineering, onda científica LTDA, Campinas, Brasil).

Figura 08 – pasta-base e catalisadora do cimento

O cimento foi espatulado com o auxílio de uma espátula plástica até se obter uma massa homogênea, sendo levado ao interior da matriz previamente posicionada sobre uma placa de vidro, com uma tira de poliéster interposta, para que o cimento não ficasse aderido à placa (figura 09a). Sobre essa matriz preenchida com cimento, foi posicionada outra fita de poliéster (figura 09b) e, sobre ela, uma lâmina de vidro que foi pressionada para remoção dos excessos do cimento (figura 09c).

Figura 09 – a) cimento no interior da matriz. b) matriz preenchida com tira de poliéster sobre c) matriz preenchida com tira de poliéster mais lâmina de vidro

Portanto o conjunto tinha por ordem: placa de vidro, tira de poliéster, matriz com cimento, tira de poliéster e lâmina de vidro (figura 10a e 10b). Sobre o conjunto foi posicionado o fotopolimerizador, que era colocado no centro da lâmina de vidro, onde havia uma marcação para padronizar o posicionamento do foto, e então era realizada a polimerização do cimento de acordo com as recomendações do fabricante (40 segundos) (figura 10c).

Figura 10 – a) Esquema da montagem do ensaio. b) conjunto placa de vidro, matriz com cimento e lâminas de vidro. c) aplicação do fotopolimerizador.

Concluída a polimerização do cimento, este era levado na politriz por 20 segundos sob irrigação constante (figura 11a), com aplicação de lixa com granulação 1200 para regularizar e polir o corpo de prova (figura 11b), facilitando, assim, as leituras no microdurômetro.

Figura 11 – a) espécime sendo polido b) espécime após polimento

4.3. Avaliação da microdureza

Para a avaliação do grau de conversão do cimento, foi utilizado o microdurômetro *Shimadzu Micro Hardness Tester* HMV-2.000 (*shimadzu corporation* Japan), acoplado ao *software* CAMS-WIN (*new age industries*, EUA) (figura 12a) para a análise das imagens, com penetrador do tipo *knoop* (figura 12b).

Figura 12 – a) microdurômetro shimadzu *micro hardness tester* HMV-2.000 b) endentação tipo Knoop

Imediatamente após o polimento, era realizada uma primeira leitura que corresponde ao tempo zero (leitura inicial). Depois desta leitura, o corpo de prova era armazenado em um recipiente escuro, para que não houvesse interferência da luz natural e, após sete dias, realizava-se uma nova leitura (leitura final).

Em cada corpo de prova foram realizadas dez endentações, sendo cinco na leitura inicial e cinco na leitura final. A primeira endentação era realizada no centro do corpo de prova; as outras quatro foram realizadas: 2mm acima, 2mm abaixo,

---

2mm à direita e 2mm à esquerda (figura 13), totalizando 600 endentações, 300 na leitura inicial e 300 na leitura final. As médias foram calculadas e expressas em número de dureza *knoop* (KHN) e usadas para a análise estatística.

Figura 13 - desenho esquemático das endentações

4.4. Análise estatística

Ao término das leituras, os dados foram tabulados e os valores foram descritos por meio de médias e desvio-padrão. Para a comparação entre os grupos utilizou-se análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas. O teste de *Tukey* foi utilizado para as comparações múltiplas. A análise estatística foi realizada empregando-se o pacote estatístico Sigma Plot 12.0 (Jandel Scientific, USA), com nível de significância de $\alpha=5\%$.

5 RESULTADOS

---

5 RESULTADOS

As médias e desvio-padrão dos valores de microdureza para os 05 grupos nos dois tempos estão expressos na tabela 01. A análise de variância de medidas repetidas mostrou haver diferença nos fatores grupo e tempo, e interação entre os dois fatores ($p < 0,05$). O teste de *tukey* verificou entre quais grupos e tempos apresentavam-se as diferenças.

O grupo com disco de maior opacidade (HO) apresentou o menor valor de microdureza ($9,48 \pm 0,36$) no tempo inicial. O maior valor de microdureza foi o do grupo controle-final ($38,51 \pm 1,05$). Os grupos com disco LT e MO apresentaram comportamento igual nos dois tempos, não havendo diferença entre eles.

O maior valor de microdureza com uso de discos cerâmicos foi do grupo HT final ($29,53 \pm 1,81$), o qual apresentou valor próximo do controle inicial, porém estatisticamente diferente.

Tabela 1 - Valores médios de microdureza (khn) $\pm$ desvio-padrão dos 05 grupos.

GRUPO	TEMPO	MÉDIA $\pm$ DP	Sig.
C	INICIAL	$27,81 \pm 0,46$	f
	FINAL	$38,51 \pm 1,05$	h
HT	INICIAL	$16,58 \pm 1,41$	c
	FINAL	$29,53 \pm 1,81$	g
LT	INICIAL	$12,76 \pm 0,91$	b
	FINAL	$26,27 \pm 0,42$	e
MO	INICIAL	$12,14 \pm 0,73$	b
	FINAL	$25,88 \pm 0,33$	e
HO	INICIAL	$9,48 \pm 0,36$	a
	FINAL	$22,82 \pm 0,50$	d

Letras diferentes apresentam $p < 0,05$ quando comparados com outras letras.

O gráfico 1 ilustra o comportamento das medidas de microdureza, permitindo melhor visualização de que os valores no tempo inicial são menores que no tempo final para todos os grupos. Além disso, observa-se que a ordem dos valores de microdureza, para os dois tempos, ocorreu de forma regressiva conforme o grau de opacidade foi aumentado.

Grafico 01– Valores médios de microdureza com desvio-padrão.

6 DISCUSSÃO

---

6 DISCUSSÃO

A dureza de um cimento resinoso é uma das propriedades mecânicas que se modifica de acordo com a variação do grau de conversão, ou seja, se o grau de conversão do cimento for comprometido, a microdureza certamente também será. Valores mais altos de dureza indicam maior grau de conversão, ou seja, melhor qualidade de polimerização (FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE, 1987, HOFMANN et al., 2001, BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002, SOH; YAP, 2004, CEBALLOS et al., 2007, PEDREIRA et al., 2009). A microdureza *Knoop*, método utilizado nesta pesquisa, é largamente utilizada na odontologia como um método indireto para a determinação do grau de conversão de compósitos (FERRACANE, 1985, DEWALD; FERRACANE, 1987, SOH; YAP, 2004).

Existem evidências, na literatura, de que a polimerização de um cimento resinoso sob um polímero ou uma cerâmica depende de vários fatores, tais como: transmissão da luz através do material restaurador sobreposto; tipo de fonte de luz; composição e microestrutura do polímero e da cerâmica interposta; sistema de ativação do cimento resinoso a ser polimerizado. (PICK et al., 2010). Outros fatores determinantes na diminuição do grau de conversão são a espessura e a opacidade da cerâmica. Com relação à espessura da cerâmica, diversos trabalhos já demonstraram essa correlação, e a maioria deles concluiu que, numa cerâmica convencional, com até 3,0mm de espessura, essa diferença não é significativa (BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 1990; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001, HOFMANN et al., 2001; SOARES; SILVA; FONSECA, 2006; MENG; YOSHIDA; ATSUTA, 2008). Porém quando se utilizam cerâmicas reforçadas como o dissilicato de lítio (IPS *e.max press*), esse valor cai para 2,0mm, que foi a espessura utilizada nesta pesquisa (ILIE e HICKEL, 2008). Hooshmand, Mahmoodi e Keshvad (2009) concluíram que o cimento (*variolink II*), quando fotopolimerizado sob cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS *Empress II*), com 2,0mm de espessura, apresenta diminuição na dureza. Assim como Noronha-Filho et al. (2010) sugeriram que cimentos resinosos, quando cimentados sob cerâmicas reforçadas com espessura de 2,0mm, poderiam ter sua polimerização comprometida, e isso já é relatado na literatura há muito tempo, de acordo com Brodbelt et al. (1980), a

---

espessura do material cerâmico irá determinar a quantidade de luz que atingirá o cimento. Porém o interessante nesta pesquisa é que a variável não é nem a cor e nem a espessura da cerâmica, e sim as diferentes opacidades oferecidas pelo fabricante no sistema IPS *e.max press*, o que é inédito na literatura. A variação da opacidade promoveu diferentes comportamentos entre os grupos. A ordem dos valores de microdureza, para os dois tempos, ocorreu de forma regressiva conforme o grau de opacidade foi aumentado (C>HT>LT=MO>HO).

O presente estudo avaliou a influência de diferentes níveis de opacidade da infraestrutura do dissilicato de lítio na polimerização de um cimento resinoso dual. Os valores iniciais de microdureza foram menores no tempo inicial para todos os grupos. Apesar de o cimento resinoso dual apresentar um componente de autopolimerização, apenas a sua associação com a fotopolimerização pode garantir valores de dureza clinicamente aceitáveis, principalmente em áreas críticas nas quais o componente de fotopolimerização por si só não é suficiente para garantir uma dureza elevada. Além disso, a fotopolimerização por si só também não é capaz de assegurar bons níveis de conversão. Portanto as duas formas de polimerização são dependentes, já que a polimerização química não compensa a fotoativa, e a fotoativa não compensa a química. A falta de uma delas compromete a polimerização e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas do cimento (HOFMANN et al., 2001; HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHVAD, 2009). Corroborando nossos resultados, Borges et al. (2008) avaliaram a microdureza de um cimento resinoso dual em tempo zero e 24 horas após, e os seus resultados mostraram que após 24 horas a microdureza média do cimento foi sempre maior do que em tempo zero. Portanto a polimerização do cimento resinoso depende do elemento de ativação de luz, bem como da quantidade e da eficiência do componente químico.

Adicionalmente, o grupo que foi polimerizado sob os discos de cerâmica HO apresentou o menor valor de microdureza média ($9,48 \pm 0,36$). Um dos motivos que podem justificar este comportamento talvez esteja nas diferenças da composição da cerâmica e por outros fatores responsáveis pela obtenção da opacidade. Porém esses dados não são informados pelo fabricante, que apenas especifica os componentes básicos comuns a todas as pastilhas. Apesar de não haver estudos que comparam as diferentes opacidades do dissilicato de lítio, outros estudos já foram realizados comparando cerâmicas de diferentes opacidades, e os resultados

---

condizem com o desta pesquisa, onde cerâmicas mais opacas como *Procera*, *Cercon*, *In Ceram alumina*, entre outras, influenciam mais no grau de conversão do que as cerâmicas menos opacas, tais como *Cergogold*, *IPS Empress*, *IPS Empress 2*, *IPS e.max press* e outras. Ainda é citado que o cimento resinoso dual seria mais indicado para as cerâmicas mais translúcidas e cimento autopolimerizável estaria mais indicado para casos com cerâmicas mais opacas (BORGES et al., 2008). Com metodologia similar à realizada nesta pesquisa, Soares, Silva e Fonseca (2006) observaram que, conforme se modificava o croma na matiz A (Vermelho amarronzado) (A1, A2, A3, A3.5 e A4), diminuiam os valores médios de microdureza.

Além dos menores resultados encontrados no grupo HO, observou-se que o grupo controle-final obteve os maiores valores de microdureza ($38,51 \pm 1,05$), corroborando as observações de outros estudos (HOFMANN; PAPSTHART et al., 2001; BLACKMAN; BARGHI; DUKE, 2001; CAUGHMAN; RUEGGEBERG, 2002; WATANABE et al., 2002; TARLE, et al., 2006; PAZIN et al., 2008) em que a fotoativação através da cerâmica, em comparação com a irradiação direta, reduziu os valores para a maioria dos parâmetros mecânicos do cimento. A atenuação da luz de polimerização passando pelo disco de cerâmica pode diminuir a intensidade de luz e, assim, reduzir o grau de polimerização dos cimentos resinosos. A transmissão de luz através de uma restauração indireta é crítica, e uma polimerização adequada, teoricamente pode ser obtida através de reação química em curso dentro de cimentos duais onde o acesso para a fotopolimerização é limitado (HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHYAD, 2009).

Nos resultados deste trabalho, os grupos com disco LT e MO apresentaram comportamento igual nos dois tempos, não havendo diferença entre eles, comportamento possivelmente explicado pela similaridade que essas duas opacidades possam ter na composição, equiparando a quantidade de luz. O conhecimento da composição e de fatores que influenciam na opacidade das pastilhas poderia colaborar com o entendimento desse aspecto.

Excluindo o grupo-controle, o grupo que obteve os valores mais alto de microdureza foi o grupo HT final ($29,53 \pm 1,81$), apresentando valor próximo do controle inicial, porém estatisticamente diferente. Isso confirma que mesmo sendo o disco com maior translucidez utilizado nesta pesquisa, ele promove uma diminuição da luz e conseqüentemente uma menor dureza do cimento quando comparado com o grupo-controle (HOFMANN; PAPSTHART et al., 2001; BLACKMAN; BARGHI;

DUKE, 2001; CAUGHMAN; RUEGGERBERG, 2002; WATANABE et al., 2002 TARLE, et al., 2006; PAZIN et al., 2008). Mesmo causando uma atenuação significativa no fotopolimerizador, quando se compara com os outros discos o grupo HT é o que obteve os maiores valores de microdureza, o que pode ser explicado devido a sua maior translucidez, como observado em outros estudos (BORGES et al., 2008; SOARES; SILVA; FONSECA, 2006).

A ordem dos valores de microdureza, para os dois tempos, ocorreu de forma regressiva, conforme o grau opacidade foi aumentado (C>HT>LT=MO>HO). Dessa forma, o presente estudo demonstra a importância da individualidade do comportamento da polimerização do cimento para cada tipo de material restaurador. O cirurgião-dentista deve ter critérios na cimentação adesiva e saber indicar o cimento certo para cada tipo de prótese, pois nenhum cimento tem indicação universal, assim como nenhum sistema cerâmico é indicado para todos os casos.

Por fim, parece ser necessária a busca de uma forma de compensar a atenuação de luz influenciada pela interposição da cerâmica. Futuros estudos podem testar variadas marcas de cimento, formas de polimerização, tipos de cerâmica, tempo de ativação, tipos de fotopolimerizador, e assim colaborar com a melhor compreensão sobre o grau de conversão dos cimentos.

---

7 CONCLUSÃO

---

7 CONCLUSÃO

Os resultados de microdureza *knoop* permitiram concluir que:

- A hipótese nula foi rejeitada, sendo demonstrado que existe influência dos diferentes níveis de opacidade da infraestrutura do dissilicato de lítio na polimerização de um cimento resinoso dual.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Anusavice KJ. Materiais Dentários. 11th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
  2. Barghi N, McAlister EH. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent*. 2003; 24(7):497-500.
  3. 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.
  4. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89:268-74.
  5. 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.
  6. Bottino, M, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. *Estética em Reabilitação Oral Metal Free*. São Paulo: Artes Médicas, 2000.
  7. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*. 2002;29(3):257-62.
  8. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res*. 1980;59(1):70-5.
  9. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentin. *J Dent*. 2004;32(1):55-65.
  10. Carvalho RM, Prakki A. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos. São José dos Campos*. 2001;1(4):21-26.
  11. 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.
-

12. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*. 2002;27(6):636-638.
  13. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*. 2007;23(1):100-5.
  14. Chaiyabutr Y, Kois J, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent* 2011;105:83-90
  15. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*. 2007;98:389-404.
  16. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15(2):159-67.
  17. 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.
  18. El-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*. 1999;24(1):38-44.
  19. 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.
  20. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. 1 ed. Philadelphia: J. B. Lippincott Company; 1995.
  21. Fleming GJ, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res*. 2006;85(3):272-6.
  22. Francischone, C.E. Coneglian E.A.C. Carvalho R.S. Coroas total sem metal. *World News*. 2004; 61p (biodonto, v. 2, n. 6)
  23. Freitas AP, Sábio S. Costa LC, Costa JC, Franciscone PAS. Cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. *Salusvita, Bauru*. 2005;24(3):447-457.
-

-
-
24. Garofalo JC. Desvendando a cimentação adesiva. Alianews. 2005; set. 03.
  25. Garone Netto N, Burger RC. Inlay e Onlay Metálica e Estética. I.ed. Editora Santos; 1998. p. 115-26.
  26. *Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. Cerâmica. 2008;54:319-325.*
  27. Groten M, Prbbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(2):169-76.
  28. 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.
  29. Hooshmand T, Mahmoodi N, Keshvad A. Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. *J Prosthodont.* 2009;18(5):411-6
  30. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater.* 2008;24(7):908-14.
  31. Ivoclar. Programat EP 3000 – Program table. <http://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/document/4611/Programat+-+Firing+program+tables>. 2010.
  32. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *JADA.* 2012;143(3):234-240.
  33. Kilinic E, Antonson S, Hardigan P, Kesercioglu A. The Effect of Ceramic Restoration Shade and Thickness on the Polymerization of Light- and Dual-cure Resin Cements. *Operative Dentistry*, 2011;36(6):661-669.
  34. Kina S, Brugera A. Invisível: restaurações estéticas cerâmicas. 2º Ed. Maringá: Dental Press. 2008:419p.
  35. Martins L. Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio com diferentes espessuras sob fadiga. 2011. 93 f. Tese (Doutorado em reabilitação oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru,
-
-

2011. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25135/tde-21032012-160714/pt-br.php>. acesso em: 30 abr. 2013.
36. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994;25(9):587-9.
37. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater.* 2008;24(5):594–9.
38. Miyazaki M, Onose H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater.* 2003;19(3):245-51.
39. Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(5):442-6.
40. 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.
41. Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MAC, Corrêa-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cure luting agent. *J Oral Sci.* 2008;50(2):131-6.
42. 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.
43. Phillips, RW. *Skinner Materiais Dentários*. 9.ed. Editora Guanabara; 1993;p.286-88.
44. Pick B, Gonzaga C, Steagall W, Kawano Y, Braga R, Cardoso P. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *Eur J Dent.* 2010;4:314-323.
45. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater.* 2005;21(5):445-53.
-

46. Poskus LT, Plácido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater.* 2004;20(8):726-32.
  47. Poskus LT. Influência de diferentes métodos de fotoativação na contração de polimerização linear e no módulo de elasticidade de resinas compostas e do fator-C na microinfiltração marginal. [Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.
  48. Ribeiro CMB, Lopes MWF, Farias ABL, Cabral BLAL, Guerra CMF. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. *International journal of dentistry.* 2007;6(2):58-62.
  49. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
  50. Santos GB, Medeiros IS, Fellows CE, Muench A, Braga RR. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. *Operative Dentistry.* 2007;31(1):79-83.
  51. Schultheis S, Strub J, Gerds T, Guess P. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin oral Invest.* 2012; sep 22.
  52. Sclaro JM, Pereira JR, do Valle AL, Bonfante G, Pegoraro LF. Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Brazilian dental journal.* 2007;18(3):240-3
  53. Silva N, Thompson V, Bonecker G, Coelho P, Powers J, Farah J Upshaw J. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *JADA.* 2011;142 (4 Suppl)
  54. 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
  55. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004;32(4):321-6.
  56. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutaloa J, Unterbrink G, Ristic M & Pichler G. Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Operative Dentistry.* 2006;31(2):219-226.
-

57. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2008; 24(8):1077-82.
  58. 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.* 2010;21(2):104-10.
  59. Watanabe K, Ohnishi E, Kaneshima T, Mine A& Yatani H. Porcelain veneer bonding to enamel with plasma-arc light resin curing. *Dental Materials Journal.* 2002;21(1)61-68.
  60. Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent.* 2004;29(4):410-5
  61. Zhang X, Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. *Chin Med J.* 2011;124(22):3762-3767.
-