



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

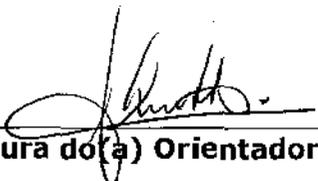
Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Milena Cristina Berbel Pazin

Orientador(a): Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Ano de Conclusão do Curso: 2007

TCC 407

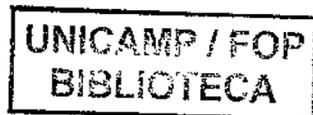

Assinatura do(a) Orientador(a)

Milena Cristina Berbel Pazin

**INFLUÊNCIA DA FONTE DE LUZ E DA ESPESSURA
DA CERÂMICA NA DUREZA DE UM CIMENTO RESINOSO**

Monografia apresentada ao Curso de
Odontologia da Faculdade de Odontologia
de Piracicaba – UNICAMP, para obtenção
do Diploma de Cirurgiã-Dentista.

Orientador: Prof. Lourenço Correr Sobrinho



Piracicaba

2007

idade FOP/UNICAMP
Chamada
.....
..... Ex.
bo BC/.....

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

P298i Pazin, Milena Cristina Berbel.
Influência da fonte de luz e da espessura da cerâmica na dureza de um cimento resinoso. / Milena Cristina Berbel Pazin. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
25f. : il.

Orientador: Lourenço Correr Sobrinho.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cimentos dentários. 2. Materiais dentários. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Dedico este trabalho à minha **família**, em especial a minha **mãe**, que estiveram sempre ao meu lado, nada me deixaram faltar e foram os responsáveis por essa conquista.

AGRADECIMENTOS

À minha mãe **Maria Cristina David Berbel** e meu irmão **Leandro Augusto Berbel Pazin** pelo amor e amizade incondicionais, sem o amor e incentivo deles não chegaria tão longe.

Aos meus orientadores **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** e **Rafael Moraes**, por toda sua habilidade e dedicação na realização deste trabalho.

À **FAPESP** pelo suporte econômico para o desenvolvimento deste trabalho – Processo: 06/53566-8.

À **minha família** por serem as pessoas mais importantes da minha vida e os principais colaboradores e incentivadores.

Às **minhas amigas** por estarem sempre presente e fazerem parte deste curso.

Ao **Marcelo** por estar sempre ao meu lado.

SUMÁRIO

Lista de tabelas e ilustrações	01
Lista de abreviaturas e siglas	02
RESUMO	03
ABSTRACT	05
INTRODUÇÃO	06
OBJETIVO	09
MATERIAIS E MÉTODOS	10
RESULTADOS	17
DISCUSSÃO	19
CONCLUSÕES	22
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23

LISTA DE TABELAS E ILUSTRAÇÕES

Tabela 1: Descrição dos materiais utilizados no estudo.	10
Tabela 2: Descrição dos aparelhos fotoativadores testados.	10
Tabela 3: Médias de dureza Knoop para os diferentes grupos.	18
Figura 1: Discos de cerâmica nas espessuras de 0,7, 1,4 e 2,0 mm.	13
Figura 2: Representação esquemática da matriz de nylon utilizada para confecção dos corpos-de-prova de cimento resinoso.	14
Figura 3: Aparelho utilizado para determinação da dureza.	15
Figura 4: Representação esquemática da seqüência utilizada para leitura da dureza.	16
Gráfico 1: Comparação da dureza média entre os diferentes grupos avaliados.	18

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm =	Milímetros	03
s =	Segundos	03
LED =	Luz emitida por diodo	03
°C =	graus Celsius	03
% =	por cento	03
h =	Horas	03
p =	Valor de significância estatística	05
MPa =	Megapascal	06
mW/cm ² =	Miliwatts por centímetro ao quadrado	10
g =	Gramas	11
mL =	Mililitros	11
min =	Minutos	11
Ltda. =	Limitada	11
µm =	Micrômetros	12
n ^o =	Número	13
J/cm ² =	Joules por centímetro quadrado	18
nm =	Nanômetros	19
et al. =	e outros (abreviatura de “et lii”)	19

RESUMO

Este estudo avaliou a influência da espessura da cerâmica e da fonte de luz na polimerização de um cimento resinoso dual. Foram obtidos três discos com a cerâmica IPS Empress Esthetic (cor 400), com 8 mm de diâmetro nas espessuras de 0,7, 1,4 e 2 mm, de acordo com a recomendação do fabricante. Amostras cilíndricas (5 mm de diâmetro x 1 mm de espessura) do cimento resinoso Variolink II (cor A3) foram obtidas. Sobre o cimento resinoso foi colocado um dos discos da cerâmica e a fotoativação foi realizada por 40s com cada o aparelho fotoativador de luz halógena XL2500 (3M ESPE) ou com o LED UltraLume 5 (Ultradent). Grupos controle foram obtidos sem interposição da cerâmica. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova por aparelho fotoativador e espessura da cerâmica e cinco para o grupo controle, totalizando 40 amostras. Os espécimes foram armazenados em ambiente escuro, a 37°C e 100% de umidade relativa, por 24 h. Após, os discos foram desgastados transversalmente com lixas de granulação 180, 320, 400, 600 e 1200. Foram realizadas dez leituras de dureza em cada corpo-de-prova, sendo cinco no topo e cinco na base, e o número de dureza Knoop para cada camada foi registrado como a média das cinco leituras. Os dados foram submetidos à Análise de Variância de 3 fatores e teste de Tukey (5%). Amostras ativadas através dos discos de 1,4 e 2 mm mostraram dureza significativamente inferior comparadas aos demais grupos, enquanto o grupo fotoativado através da cerâmica de 0,7mm apresentou dureza semelhante ao grupo controle. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre as fontes de luz, assim como nenhuma

diferença significativa foi observada entre as camadas topo e base do cimento. Em conclusão, a espessura do material restaurador indireto foi o único fator a mostrar influência negativa sobre a polimerização do cimento resinoso através da cerâmica.

ABSTRACT

This study investigated the influence of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of a dual-cured resin luting agent. Discs of Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) of 0.7, 1.4 and 2 mm in thickness were obtained. Variolink II (Ivoclar Vivadent) was put into a 1 mm thick cylindrical mold, and light-activated through ceramic for 40 s, using QTH or LED units. Dual, light, and chemically-polymerized control groups were obtained. Knoop hardness indentations were made on the top and bottom surfaces. Data were submitted to a split-plot design three-way ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$). The light spectrum transmitted through ceramic was obtained using a spectrometer. Samples activated through 1.4 and 2 mm thick discs showed lower hardness than all others groups, except for the chemical control group. Dual and light-polymerized control samples showed similar hardness to those activated through the 0.7 mm ceramic, whereas chemically polymerized control samples showed similar hardness to those activated through 1.4 and 2 mm ceramics. No significant differences in hardness were detected between the curing units or between the top and bottom layers. For the light spectrum profile, no significant alteration for any thickness was observed for both units.

1 – INTRODUÇÃO

Restaurações em cerâmica pura, confeccionadas com porcelanas feldspáticas, foram muito utilizadas na Odontologia. Entretanto, nos últimos anos, novos materiais e técnicas foram desenvolvidos, e muita atenção tem sido direcionada à confecção de inlays, onlays e coroas totais utilizando materiais com melhores propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estabilidade de cor^{1,7,12,18}. Recentemente, um novo sistema cerâmico foi desenvolvido e lançado no mercado. Esse sistema é o IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivandet), apresentando uma cerâmica de vidro à base de leucita altamente homogênea, com resistência à flexão de cerca de 160 MPa⁷.

Para a cimentação de cerâmicas, o cimento à base de resina é o material de escolha⁹. O sucesso das restaurações depende em grande parte do cimento utilizado, para garantir união efetiva entre o material restaurador e a estrutura dentária de suporte, proporcionando boa adaptação marginal¹³. Cimentos resinosos de dupla ativação possuem co-iniciadores, em geral peróxido de benzoflora e uma amina, encontrados também nos compósitos restauradores quimicamente ativados, e adicionalmente um fotoiniciador, em geral a conforoquinona, que também está presente nos compósitos restauradores fotoativados^{12,13}.

Apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento que seja ideal para todas as situações clínicas¹⁵. A escolha do agente de cimentação deve ser baseada nas características físicas, biológicas e de manipulação do mesmo, frente aos fatores relacionados ao remanescente

dentário e da peça protética^{1,15}. A vantagem da escolha de cimento ativado quimicamente está baseada no processo de polimerização, que acontecerá mesmo em áreas onde a exposição à luz é crítica¹³. Entretanto, a fotoativação desses materiais é um fator essencial na reação de polimerização, melhorando de modo geral as propriedades mecânicas e estéticas dos cimentos resinosos de dupla ativação^{2,5}.

Quando a fotoativação do cimento resinoso é realizada indiretamente, alguns aspectos devem ser levados em consideração. À medida que aumenta a espessura do material restaurador, a dispersão, espalhamento e a absorção da luz aumentam^{3,19}, reduzindo de maneira significativa a quantidade de energia fornecida que atinge a camada de cimento^{5,20}. O efeito atenuador é proporcional à espessura da cerâmica e à opacidade do material¹⁸, diminuindo a polimerização do agente cimentante e, conseqüentemente, proporcionando menor dureza o material^{5,18,20}.

Além do método de fotoativação bastante utilizado com o uso de luz halógena, outras tecnologias para fotoativação estão disponíveis, como o LED - diodo emissor de luz^{4,8,10}. Todas estas técnicas objetivam melhorar as características finais dos compósitos. Contudo, muitas dúvidas permanecem a respeito da efetividade de fotopolimerização indireta desses dispositivos nas propriedades finais dos cimentos resinosos quando irradiados através de uma estrutura cerâmica. Além disso, torna-se importante o conhecimento sobre o assunto para direcionar as atividades clínicas, por meio de critérios para escolha de materiais e técnicas que possam ser empregados, podendo

fornecer informações relevantes para otimizar a performance e a longevidade clínica das restaurações indiretas.

2 – OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência das espessura da cerâmica IPS Empress Esthetic e de dois aparelhos fotoativadores – um de luz de lâmpada halógena e um LED – na polimerização de um cimento resinoso por meio de mensuração da dureza.

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

A descrição dos materiais e aparelhos fotoativadores utilizados no estudo encontra-se nas Tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1 – Descrição dos materiais utilizados no estudo

Material	Nome comercial	Fabricante
Cerâmica	IPS Empress Esthetic	Ivoclar Vivadent
Cimento resinoso	Variolink II	Ivoclar Vivadent

Tabela 2 – Descrição dos aparelhos fotoativadores testados

Aparelho	Fonte de Luz	Irradiância	Fabricante
XL2500	Luz de lâmpada halógena	700 m/cm ²	3M ESPE
UltraLume 5	LED – Luz emitida por diodo	1100 mW/cm ²	Ultradent

Confeção dos discos de cerâmica

De maneira a simular a condição clínica de cimentação de uma restauração indireta, os procedimentos de fotoativação dos cimentos resinosos foram realizados através da cerâmica. Para obtenção de espécimes de diferentes espessuras, uma matriz metálica (8 mm de diâmetro interno x 10 mm

de altura) foi utilizada, sendo nela aplicado um isolante (Pumpen Spray; DeguDent) e em seguida vertida cera tipo II (Thowax) liquefeita (Bredent; Tipo 55) em seu interior, para obtenção de um padrão em cera. Após, um conduto de alimentação (3 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) foi centralizado na face externa do padrão de cera. Em seguida, esse formador de conduto foi fixado em um cilindro plástico (12,2 mm de diâmetro x 30 mm de altura) e, após, em uma base plástica plana formadora de cadinho (50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura).

Um cilindro confeccionado com papel especial para confinar o revestimento foi então posicionado no anel, e o padrão de cera incluído com revestimento à base de fosfato (IPS Empress Esthetic Speed; Ivoclar Vivadent), na proporção de 100 g de pó para 16 mL de líquido próprio do material e 11 mL de água destilada, sendo a espatulação realizada mecanicamente a vácuo (Multivac 4; Degussa), por 2 min. Uma base plástica foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica no forno. Após a presa do revestimento, o cilindro de papel, o formador do conduto e a base foram removidos.

Em seguida, o bloco de revestimento e o êmbolo de óxido de alumínio do sistema IPS Empress (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados a um forno elétrico (7000-5P; EDG Equipamentos e Controles Ltda.) pré-aquecido a 850 °C, e mantidos por 90min para eliminação da cera, expansão do revestimento e aquecimento do êmbolo. Decorrido esse tempo, o bloco foi removido do forno e, imediatamente, um lingote da cerâmica reforçada por leucita IPS Empress Esthetic, cor 400, foi posicionado no conduto, juntamente

com o êmbolo, e levado ao forno EP600 (Ivoclar Vivadent), sendo mantido por 20 min a 1075°C, seguido de uma pressão de 5 bar por 15 min.

Após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido e, com auxílio de um disco de carbureto de silício, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Em seguida, o cilindro de cerâmica foi removido por meio de jateamento de partículas de vidro com 50 µm de diâmetro (Oxyker Dry; Flli Manfredi), utilizando uma pressão de 4 bar para remoção bruta do revestimento e de 2 bar para remoção do revestimento próximo ao cilindro. A seguir, o cilindro foi limpo em ultra-som com agente de limpeza Invex (Ivoclar Vivadent), por 10 min, seguido de lavagem em água corrente e secagem com jato de ar.

Posteriormente, o conduto de alimentação foi removido com disco flexível diamantado dupla face (KG Sorensen) e a região do conduto submetida a acabamento com broca cilíndrica de diamante, resultando no cilindro acabado. Atingido o resfriamento, o cilindro de cerâmica foi seccionado com disco flexível diamantado dupla face, em baixa-rotação, sob refrigeração ar/água, para obtenção de três discos com espessuras de 0,7, 1,4 e 2 mm (Figura 1). Os mesmos foram então polidos com lixas de carbureto de silício granulação 180, 320, 400, 600 e 1200, sob constante refrigeração a água. Ao final, após limpeza em ultra-som por 10 min, os espécimes foram levados novamente ao forno para o autoglazeamento, a uma temperatura final de 769° C, sem vácuo.



Figura 1 – Discos de cerâmica nas espessuras de 0,7, 1,4 e 2 mm.

Confecção dos espécimes de cimento resinoso

As pastas base e catalisadora do cimento resinoso Variolink II, cor A3, foram dosadas em proporções com volumes equivalentes. A mistura manual das pastas foi realizada por 10 s, utilizando espátula n° 24 e bloco de papel descartável, de acordo com as instruções do fabricante. A seguir, o cimento foi inserido em uma cavidade com 5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura posicionada no centro de uma matriz de nylon, com 25 mm de diâmetro por 15 mm de altura (Figura 2). Um rebaixo no centro do cilindro, de 0,5 mm de profundidade por 8,3 mm de diâmetro, permitiu a adaptação dos discos de cerâmica sobre o cimento resinoso. Para evitar o contato do cimento com a cerâmica, uma tira de poliéster foi colocada entre eles. A matriz de nylon havia sido previamente revestida com tinta preta (Colorgin Spray; Sherwin-Willians), permitindo que a luz polimerizadora fosse transmitida somente através da cerâmica. Todos os procedimentos foram realizados em temperatura e ambiente ($23\pm 1^\circ\text{C}$).

Após a colocação do cimento na cavidade da matriz, para cada espessura de cerâmica, o disco foi posicionado no rebaixo da matriz. A seguir, a ponta dos aparelhos fotoativadores foi posicionada em contato com a

cerâmica, numa angulação de 90° mantida por um suporte, sendo em seguida realizada a ativação por 40 s. A irradiância emitida por cada aparelho foi constantemente monitorada por radiômetro portátil (Model 100; Demetron Research Corporation).

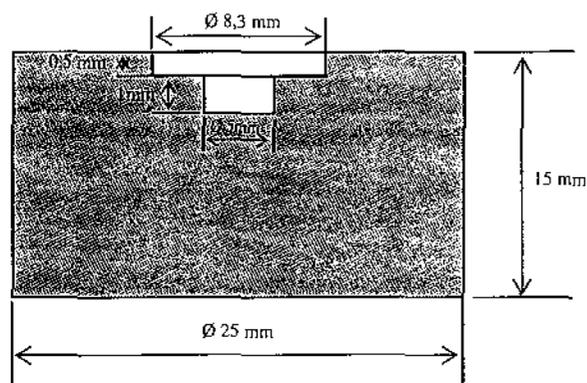


Figura 2 – Representação esquemática da matriz de nylon utilizada para confecção dos corpos-de-prova de cimento resinoso.

Os aparelhos foram ligados à corrente elétrica por meio de um estabilizador de voltagem, com o intuito de minimizar possíveis oscilações na corrente. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados para cada condição 'aparelho fotoativador' x 'espessura da cerâmica'. Grupos controle dual para cada aparelho foram obtidos por meio de fotoativação do cimento resinoso sem interposição da cerâmica. Além disso, um grupo de controle químico foi obtido sem exposição à luz polimerizadora, com os espécimes sendo confeccionados em ambiente escuro apenas com uma lâmpada de revelação radiográfica acionada. No total, 45 amostras foram confeccionadas ($n = 5$ por grupo). Após

a obtenção das amostras, as mesmas foram armazenadas em ambiente escuro, numa estufa a 37°C e 100% de umidade relativa, por 24 h.

Determinação da dureza Knoop

Decorrido o período de armazenagem, os corpos-de-prova foram fixados com cera utilidade em uma matriz pré-moldada de resina acrílica incluída em tubo de PVC. Após, o conjunto foi levado a uma politriz para polimento transversal com lixas d'água de granulação 180, 320, 400, 600 e 1200. O ensaio de dureza Knoop foi realizado no aparelho HMV-2 (Shimadzu, Tóquio, Japão – Figura 3) calibrado para carga de 50 g, atuando por 15 s. Foram realizadas dez penetrações em cada corpo-de-prova, sendo cinco na camada de topo e cinco na base (Figura 4). A média entre as cinco leituras foi registrada como o número de dureza Knoop para cada camada. Para o grupo de controle químico, cinco leituras foram realizadas no centro de cada corpo-de-prova, uma vez que não havia camadas topo ou base em função da não exposição à luz ativadora.



Figura 3 – Aparelho utilizado para determinação da dureza.

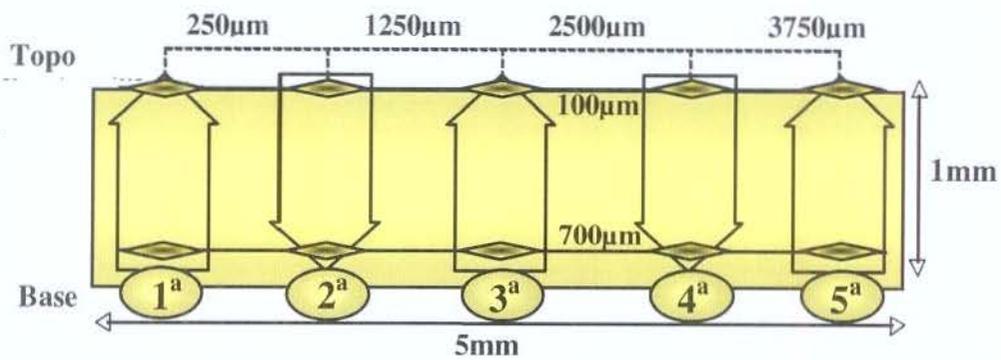


Figura 4 – Representação esquemática da seqüência utilizada para leitura da dureza.

Análise estatística

Os dados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância de três critérios (espessura da cerâmica x fonte de luz x camada do cimento) e teste post-hoc de Tukey, em um nível de significância de 5%.

4 – RESULTADOS

Os resultados da avaliação de dureza estão apresentados na Tabela 3 e Gráfico 1. O único fator avaliado que se mostrou significativo foi 'espessura da cerâmica' ($p < 0,001$). As amostras ativadas através dos discos com 1,4 e 2 mm de espessura mostraram dureza significativamente inferior comparadas aos demais grupos ($p < 0,05$), apresentando resultado semelhante apenas ao grupo controle químico. Por outro lado, o grupo fotoativado através da cerâmica com 0,7 mm de espessura apresentou valores de dureza semelhante aos do grupo controle dual ($p > 0,05$) e maior que o grupo controle químico ($p < 0,05$).

Nenhuma diferença significativa foi detectada entre as unidades halógena e LED ($p = 0,609$), assim como nenhuma diferença significativa foi observada entre as camadas topo e base do cimento ($p = 0,777$). Além disso, não houve interação entre os fatores estudados: 'espessura x fonte de luz' ($p = 0,081$), 'espessura x camada' ($p = 0,972$), 'fonte de luz x camada' ($p = 0,866$) e 'espessura x fonte de luz x camada' ($p = 0,931$).

Tabela 3 – Médias (desvio-padrão) de dureza Knoop para os diferentes grupos

Grupo	Camada	Fonte de luz	
		Halógena	LED
Controle Dual	topo	45,2 (4,9) ^{A,a}	42,8 (2,6) ^{A,a}
	base	45,0 (2,9) ^{A,a}	42,4 (1,9) ^{A,a}
0,7 mm	topo	38,8(1,4) ^{A,a}	41,7 (1,0) ^{A,a}
	base	38,5 (2,4) ^{A,a}	41,4 (1,7) ^{A,a}
1,4 mm	topo	37,6 (1,6) ^{A,b}	37,2 (3,2) ^{A,b}
	base	37,4 (1,2) ^{A,b}	35,7 (3,1) ^{A,b}
2 mm	topo	35,2 (1,8) ^{A,b}	36,1(1,2) ^{A,b}
	base	34,8 (1,3) ^{A,b}	34,4 (0,8) ^{A,b}
Controle químico		31,3 (3,4) ^b	

Médias seguidas por letras maiúsculas na mesma linha, e minúsculas na mesma coluna, são significativamente diferentes ($p < 0,05$).

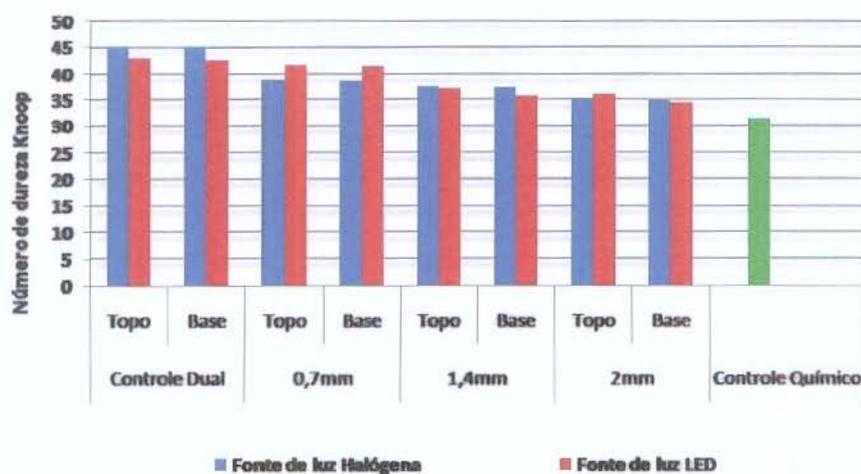


Gráfico 1 – Comparação da dureza média entre os diferentes grupos avaliados.

5 – DISCUSSÃO

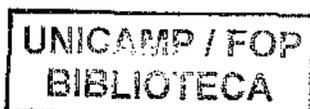
Os resultados do presente estudo mostram que não houve diferença significativa de potencial de polimerização entre as fontes de luz halógena e LED, apesar das diferentes densidades de energia emitidas (28 e 40 J/cm², respectivamente). Este resultado vai de encontro ao de alguns autores^{4,10}, que relataram que a luz emitida por LED seria mais eficaz para a polimerização de compósitos contendo o fotoiniciador canforoquinona, uma vez que o estreito espectro de emissão da mesma está mais relacionado ao pico de absorção desse iniciador, a 468 nm¹⁶.

No entanto, este resultado está de acordo com outros estudos^{6,14,17}, e a provável explicação para isso é o fato de que uma dose de energia suficiente para ativação das amostras foi obtida com ambas as fontes de luz em todas as simulações de fotoativação, dessa forma não havendo diferença na conversão dos monômeros. Entretanto, para a transmissão da luz através dos discos mais espessos de cerâmica, uma polimerização mais eficiente para a fonte de luz com maior irradiância poderia ser esperada. Isto pode não ter ocorrido em função da transmissão do feixe eletromagnético pelo material indireto, que pode ter afetado de forma diferente o comprimento de onda da luz²¹ e, dessa forma, equilibrado os resultados.

As amostras ativadas através dos discos de cerâmica de 1,4 e 2 mm de espessura mostraram valores de dureza significativamente menores que os demais grupos. Isto está provavelmente relacionado à diminuição da irradiância promovida pelo material restaurador indireto. Em função do aumento da

espessura da cerâmica, existe uma crescente dificuldade da luz polimerizadora em ser transmitida pelo o material²¹, como resultado do aumento dos efeitos de absorção, reflexão e espalhamento do feixe eletromagnético^{3,11,19}. Além disso, com o aumento da espessura, a cerâmica torna-se mais opaca, dificultando ainda mais a transmissão da luz. Este resultado está de acordo com os achados de Soares et al.¹⁸ (2006), e implica que a utilização de um material dual não garante significativo aumento da dureza quando a diminuição da irradiância é alta. Isto corrobora os resultados obtidos por Braga et al.² (2002) e el-Mowafy et al.⁵ (1999), em que cimentos resinosos de ativação dupla dependeram da exposição adequada à luz para melhoria das propriedades físicas.

Por outro lado, nenhuma diferença significativa foi verificada para a comparação entre o grupo controle dual e grupo em que a fotoativação foi promovida através do disco de cerâmica com 0,7 mm de espessura. A provável explicação para este fato está relacionada à pequena espessura e alta translucidez do material restaurador indireto, que permitiu transmissão da luz sem interferir de maneira significativa na irradiância. Outra suposição é que a presa química adicional do agente cimentante dual pode ter compensando a menor irradiância incidida, uma vez que a diminuição da intensidade de luz foi menos acentuada. De fato, o grupo controle químico mostrou dureza significativamente menor comparado apenas ao grupos controle dual e espessura de 0,7 mm, mostrando uma conversão significativa de monômeros mesmo sem exposição à luz polimerizadora.



Além disso, os resultados deste estudo mostraram dureza similar para as camadas de topo e base do cimento resinoso. Entretanto, de acordo com Rueggeberg¹⁶ (1999), apenas 25% da luz incidindo sobre a superfície de compósitos fotoativados está disponível na profundidade de 1 mm. Dessa forma, a provável causa do resultado do presente estudo está relacionada à presa dual do agente cimentante. Apesar da presa química adicional não ter sido suficiente para equilibrar os valores de dureza quando a fotoativação foi realizada através dos discos mais espessos de cerâmica, a mesma provavelmente foi responsável por equilibrar os valores de dureza entre as diferentes camadas do cimento.

Em resumo, os resultados do presente estudo mostraram efeito significativo da interposição da cerâmica restauradora nas espessuras de 1,4 e 2 mm sobre a polimerização do cimento resinoso. Além disso, foi observado que a presa química adicional do agente de cimentação dual pode não ser suficiente para compensar a atenuação da luz. Entretanto, os resultados do presente estudo não levam em consideração possíveis alterações da temperatura e/ou do comprimento da luz emitida através dos materiais cerâmicos que possivelmente podem ocorrer quando diferentes espessuras de material restaurador indireto e diferentes fontes de luz são testadas. Apesar disso, os clínicos devem manter-se atentos com relação ao procedimento de cimentação de restaurações indiretas, uma vez que os efeitos observados neste estudo podem ser agravados na prática clínica em função de diferentes irradiâncias emitidas por aparelhos de fotoativação, assim como por diferentes cores, opacidades e espessuras do material restaurador indireto.

6 – CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo, as seguintes conclusões podem ser definidas:

1. A espessura da cerâmica influenciou de forma negativa a polimerização do cimento resinoso, com as maiores espessuras apresentando efeito significativo sobre a dureza do agente de cimentação;
2. A presa química adicional do cimento dual não compensou de forma eficiente a diminuição da irradiação em função das maiores espessuras da cerâmica;
3. As fontes de luz não apresentaram influência significativa sobre a dureza do cimento resinoso.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Anusavice KJ. Skinner science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996.
2. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil 2002; 29(3):257-62.
3. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. J Dent Res 1980; 59(1):70-75.
4. Correr AB, Sinhorette MA, Correr Sobrinho L, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. Braz Dent J 2005; 16(3):218-24.
5. 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.
6. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci 2002; 110: 471-9.
7. Ivoclar-Vivadent. Brochura. Características de um novo sistema cerâmico – IPS Empress Esthetic, 2005.

8. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16(1):41-7.
9. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000; 13:60D-76D.
10. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001; 17(4):309-15.
11. Lee SY, Greener EH. Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties. *J Dent* 1994; 22(3):175-81.
12. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 1996; 9(6):264-8.
13. Peutzfeldt A. Dual resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light-curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53(1):29-34.
14. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112:89-94.
15. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3):280-301.

16. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 25:S4-S25.
17. Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Invest* 2006; 10:66-71.
18. Soares CJ, Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent* 2006; 31(3):384-9.
19. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J* 1987; 163(5):149-51.
20. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 1994; 21(5):565-75.
21. 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.

