



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Edinei Dias da Silva

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

Ano de Conclusão do Curso: 2005




Assinatura do(a) Orientador(a)

TCC 247

EDINEI DIAS DA SILVA

**INFLUÊNCIA DOS APARELHOS FOTOATIVADORES NA
DUREZA KNOOP DE CIMENTOS RESINOSOS FOTOATIVADOS
ATRAVÉS DA CERÂMICA**

Monografia apresentada ao Curso de
Graduação em Odontologia, da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba,
da Universidade Estadual de Campinas.

Orientador: Prof. Dr. LOURENÇO
CORRER SOBRINHO – Área Materiais
Dentários FOP/UNICAMP.

PIRACICABA – SP

2005

SUMÁRIO

RESUMO -----	1
1 – INTRODUÇÃO -----	2
2 – REVISÃO DA LITERATURA -----	6
3 – PROPOSIÇÃO -----	23
4 – MATERIAIS E MÉTODO -----	24
4.1 – Materiais -----	24
4.2 – Método -----	25
4.2.1 – Confeção dos discos em cerâmica feldspática para ensaio de dureza Knoop -----	29
5 – RESULTADOS -----	32
6 – DISCUSSÃO -----	36
7 – CONCLUSÕES -----	40
REFERÊNCIAS -----	41

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a eficiência de 2 aparelhos fotoativadores sobre a dureza Knoop de cimentos resinosos (Variolink II e Enforce) em diferentes cores, interposto pela cerâmica feldspática com 2mm de espessura. Foram confeccionados três discos com a cerâmica feldspática, com 8 mm de diâmetro por 2 mm de espessura. Com auxílio de uma matriz de nylon revestida por tinta preta foi aplicado o cimento resinoso (Variolink II e Enforce) nas cores XL branco transparente, amarelo 210 (A3), branco opaco, opaco, A3 e B1, numa cavidade com 5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. Sobre o cimento foi colocado o disco de cerâmica e polimerização por 40 segundos com os aparelhos fotoativadores XL 2500 e LED Ultrablue Is. Grupo controle, sem interposição da cerâmica. Os corpos-de-prova foram armazenados em ambiente escuro, numa estufa a 37°C e 100% de umidade relativa por 24 horas. A dureza Knoop foi efetuada sobre os cimentos resinosos com carga de 50 gramas por 15 segundos. Os valores médios de dureza Knoop foram submetidos à Análise de Variância e posteriormente ao teste de Tukey com 5% de significância e mostraram que a cor opaca dos cimentos resinosos Variolink II e Enforce mostraram baixos valores de dureza Knoop em relação às outras cores para ambas fontes de luz. A fonte de luz halógena mostrou maior dureza Knoop que o LED para as cores A1 e A3 (Variolink II) e A3 e B1 (Enforce). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as duas fontes de luz para a cor opaca.

Palavra-chave: Cimento resinoso, aparelhos fotoativadores e dureza Knoop

INTRODUÇÃO

Cimentos resinosos à base de resina são o material de primeira escolha para cimentação ou fixação de restaurações cerâmicas.²⁶ O sucesso de restaurações cerâmicas depende em grande parte do cimento resinoso utilizado, para garantir união efetiva entre o material restaurador e estrutura dentária, proporcionando uma boa adaptação marginal.³⁹

De acordo com a normatização da ISO 4049 (*The International Organization for Standardization*), todos os cimentos resinosos para fixação e cimentação de peças protéticas pertencem ao *Tipo 2* de materiais restauradores à base de polímeros. Portanto, os cimentos resinosos são divididos em classes, de acordo com o tipo de ativação; *Classe 1* – Cimentos autopolimerizáveis (*self-cured*) quando a polimerização é iniciada pela mistura de um iniciador e um ativador; *Classe 2*, quando a energia é fornecida a partir de fonte foto-ativadora para uso intra-oral (*photo-cured*) e *Classe 3* para cimentos de dupla ativação, química e foto (*dual-cured*).

Cimentos resinosos de dupla ativação possuem os co-iniciadores, peróxido e amina, encontrados também nos compósitos restauradores quimicamente ativados, e adicionalmente um fotoiniciador (canforoquinona), que também está presente nos compósitos restauradores fotoativados.³⁸

Apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento que seja ideal para todas as situações clínicas.⁴¹ A escolha do agente de cimentação, para cada condição clínica, deve ser baseada nas características físicas, biológicas e de manipulação do agente para cimentação frente aos fatores relacionados ao remanescente dentário preparado e a peça protética a ser cimentada.

Inlays, onlays, facetas laminadas e coroas de cerâmicas livre de metal são comumente fixadas com cimentos resinosos de dupla ativação. 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 crítica. Neste contexto, o modo de ativação química irá teoricamente garantir reação de presa satisfatória em locais de difícil acesso à luz. 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.⁴⁹

Quando a fotoativação do cimento resinoso é realizada indiretamente, alguns aspectos devem ser levados em consideração. À medida que há aumento na espessura do material restaurador, a dispersão e a absorção da luz aumenta, reduzindo dessa maneira a quantidade de energia fornecida pelo dispositivo de fotoativação, que atinge a camada de cimento.⁴⁹ Outros estudos investigaram o efeito da cor, opacidade³¹ e espessura da estrutura cerâmica sobre o grau de conversão de cimentos resinosos, medida indiretamente através da microdureza.^{4,45} As evidências comprovam que há um efeito atenuador proporcional à espessura da cerâmica e da opacidade do material podendo acarretar menor microdureza para cimentos resinosos.⁴⁵

O grau de conversão de monômeros da reação de polimerização dos compósitos é dependente da energia fornecida, caracterizada como sendo o produto da intensidade luminosa e do tempo de exposição.^{18,42}

Em trabalho recente, Braga *et al*, (2002)⁶, após avaliar diferentes cimentos resinosos em função do método de polimerização, não encontrou correlação entre microdureza e resistência flexural. De acordo com esses

autores, fatores como tipo e tamanho de partículas também podem interferir nos resultados, bem como os tipos de monômeros que constituem a cadeia polimérica¹ e a concentração dos inibidores.¹⁴

Os cimentos de ativação dupla demonstram melhora em suas propriedades mecânicas quando for empregada fotoativação adequada, do que quando são polimerizados somente pelo modo autopolimerizável.^{7,11,13,15,22,45}

Menor microdureza pode ser sinônimo de polimerização incompleta dos compósitos resinosos para cimentação, causando diminuição nas propriedades mecânicas do cimento, além de aumentar a sorção de água.⁴⁵ Além disso, moléculas não polimerizadas podem ser desprendidas do material, causando inflamação tecidual.¹⁰ Deste modo, torna-se importante otimizar os métodos de fotoativação dos cimentos resinosos para melhorar o desempenho clínico desses materiais.

Geralmente a fotoativação de compósitos é realizada por dispositivos fotoativadores com lâmpada halógena, onde a luz é emitida por filamento de tungstênio. Entretanto, outras tecnologias estão disponíveis, e dentre elas está o aparelho em que a luz é emitida por diodos – LED.^{23,44,27} Esse sistema está se tornando cada vez mais difundido e utilizado, contudo, muitas dúvidas permanecem a respeito da efetividade da fotoativação indireta desses dispositivos e sobre o efeito nas propriedades finais dos cimentos resinosos irradiados de diferentes formas através da estrutura dentária.

Como existe diferenças entre os métodos de fotoativação, incluindo densidade de energia e distribuição espectral da luz emitida pelo aparelho fotoativador, torna-se importante o entendimento do processo de fotoativação do cimento resinoso dual. Existem poucas informações sobre o melhor método

para fotoativação de cimentos resinoso dual através da interposição de estrutura cerâmica.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Ao avaliar as variáveis que podem influenciar na absorção de luz pelos compósitos e seus efeitos, SAKAGUCHI *et al.*, (1992) encontraram uma relação direta entre a intensidade de luz emitida e a contração de polimerização. Foram estudados fatores como cor do compósito, distância entre a fonte de luz e o material, espessura do material e variação de temperatura. A fotoativação das resinas P-50, Herculite e Silux Plus foi efetivada com o aparelho Visilux 2, montado em um dispositivo que padronizava a distância entre a ponta do guia de luz e a resina. Além deste recurso, um filtro foi utilizado como atenuador, estabelecendo, desta forma, a variação na intensidade. Com base nos dados obtidos, os autores concluíram que o uso de baixa intensidade de luz pode ser compensada pelo aumento no tempo de exposição, porém, dentro de certos limites, pois, a aplicação de tempo excessivo promove aumento da temperatura. A elevação da temperatura foi diferente entre os materiais, com os menores valores obtidos com o P50. O aparelho Visilux 2 promoveu uma elevação de 4°C. Quando a superfície da amostra se encontrava a distância de 4mm da fonte de luz, 25% da intensidade era perdida.

PIRES *et al.*, em 1993, avaliaram a relação entre distância da fonte de luz e compósito, medidas da intensidade de luz por meio de radiômetro e grau de conversão. A dureza Knoop foi usada para avaliar o grau de conversão. Corpos-de-prova de 6mm de diâmetro por 2mm de espessura foram confeccionados em uma matriz de Plexiglass e polimerizados com luz visível por 40 segundos, sendo que a fonte de luz foi posicionada às distâncias de 0,

2, 6 e 12mm da superfície dos corpos-de-prova. Um disco de dentina plano e polido foi usado como base para simular o assoalho de um preparo cavitário. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados para cada distância, a intensidade de luz foi medida com radiômetros colocados nas mesmas distâncias da ponta ativa do condutor de luz. Todas as medidas foram realizadas com 3 radiômetros. A intensidade de luz foi medida antes dos corpos-de-prova serem polimerizados a cada distância, sendo repetida após a polimerização de 3º e 5º corpos-de-prova de cada grupo. Após a polimerização os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas e então, submetidos a um polimento, na parte superior e de fundo, para produzir uma superfície lisa e uniforme. Três medidas de microdureza Knoop foram feitas na superfície e no fundo de cada corpo-de-prova. Os autores concluíram que: a dureza na superfície dos corpos-de-prova não é afetada pela distância da ponta ativa do fotopolimerizador ou intensidade de luz; nas regiões mais profundas a dureza é menor que a dureza na superfície a qualquer distância da ponta do fotopolimerizador e diminui à medida que a ponta se afasta do compósito; e para assegurar uma adequada profundidade de polimerização, os tempos de exposição recomendados pelo fabricante devem ser aumentados sempre que a intensidade de luz for reduzida pela distância da ponta ativa do fotopolimerizador.

RUEGGERBERG *et al.* (1994) avaliaram simultaneamente a influência do tempo de exposição e da intensidade de luz na polimerização das resinas compostas Silux Plus e P-60, com as quais confeccionaram corpos de prova com 1, 2, e 3mm de espessura. As amostras foram polimerizadas com diferentes intensidades de luz (233, 400, 578 e 800mW/cm²) sob os tempos de

exposição de 20, 40, 60 e 80 segundos. Decorrido 24 horas da polimerização, as amostras foram analisadas utilizando espectrofotometria infravermelha (FTIR - Fourier Transform Infrared) e métodos padronizados, para determinar o percentual de conversão de monômeros em polímeros. A avaliação dos resultados mostrou diferença significativa na polimerização das resinas compostas quando submetidas à variações no tempo de exposição e na intensidade de luz, levando-os a recomendar a utilização de intensidade de luz não inferior à 400mW/cm² e incrementos com no máximo 2mm, considerando 1mm como espessura ideal. Observaram também que o tempo de 60 segundos foi capaz de compensar a diminuição na intensidade de luz. Porém, esta prática não é recomendada quando a intensidade cai para valores inferiores à 233mW/cm², situação na qual não seria possível a polimerização além da superfície do material. Neste caso, estaria indicado a avaliação e reparos técnicos no aparelho ou mesmo sua substituição.

A influência da intensidade luminosa na integridade da interface dente/restauração em restaurações classe V *in vitro* e na contração de polimerização como medida indireta do grau de conversão foram determinados por FEILZER *et al.*, em 1995. Em adição, o efeito da aplicação de uma camada intermediária na absorção de tensões de contração também foi avaliado. A integridade da interface dente restauração foi determinada através de exame em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para tanto, 24 pré-molares e caninos humanos foram selecionados. Cavidades classe V foram preparadas em dentina nas superfícies lingual e vestibular com profundidade de $1,5 \pm 0,1$ mm, assim as cavidades foram divididas em 3 grupos de acordo com a elasticidade do material restaurador: Grupo 1 – Protect Liner + Clearfil Lustre;

Grupo 2 – Clearfil Lustre; Grupo 3 – Protect Liner. Os grupos foram então subdivididos, segundo o método de fotoativação: Subgrupo A – Fotopolimerizador Translux CL – 250 mW/cm^2 e Subgrupo B – Fotopolimerizador Elipar II – 650 mW/cm^2 . Os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados com pontas diamantadas e discos Soflex e após, as amostras foram termocicladas por 400 ciclos a 15 e 65 °C e então, seccionadas e preparadas para análise em MEV. A interface foi dividida em 5 zonas que foram classificadas em aberta ou fechada a partir disso foi calculado a porcentagem de margem íntegra. A contração de polimerização foi determinada com uso de linômetro. Os corpos de prova possuíam 1,5 mm de espessura e a fotoativação foi realizada com descrita para subgrupos A e B. A contração linear foi registrada a contração linear e a partir desta calculada a contração volumétrica através de fórmula: $\text{vol}\% = 3\text{lin}\% - 0,03 (\text{lin}\%)^2$. Para cada intensidade 5 mensurações foram realizadas. Após análise estatística dos resultados, observou-se que não houve diferença estatística na técnica restauradora, isso foi explicado pela alta resistência de união promovida pelo sistema adesivo selecionado e também porque o modulo de elasticidade dos 2 materiais era próximo (Clearfil Lustre 6,1 GPa e Protect Liner 4,9 GPa) porém todas as técnicas restauradoras apresentaram resultados favoráveis. Com relação às técnicas de fotoativação o uso de baixa intensidade luminosa (250 mW/cm^2) gerou menos defeitos marginais que o uso de alta intensidade (650 mW/cm^2) esse comportamento pôde ser explicado pelas diferenças no padrão de polimerização com as intensidades luminosas alta e baixa. O uso da baixa intensidade luminosa permite atraso no curso da reação de polimerização, fato que diminui o desenvolvimento de tensões na interface, pois possibilita maior

escoamento do compósito. Com relação à contração de polimerização, apenas houve diferença nos períodos iniciais, entre 3s e 15min, após 1h a contração foi semelhante, revelando um mesmo grau de conversão foi obtido com ambas intensidades de luz, sendo assim presume-se que as propriedades mecânicas não foram afetadas. Assim, com base nos resultados obtidos os autores puderam concluir que o uso de baixa intensidade luminosa contribui para obtenção de restaurações com melhor integridade marginal sem prejuízo de propriedades mecânicas. Além disso os autores atentam para o fato de que o tempo de reação influencia nas características de escoamento do compósito, o que pode moderar o desenvolvimento de tensões na interface.

PEREIRA *et al.* (1997) avaliaram a dureza da resina Herculite XRV , medida à cada milímetro de profundidade, polimerizando-a por 40 segundos em um único incremento. Usaram 12 aparelhos de marcas comerciais distintas e intensidades variando entre 30 e 800 mW/cm². Concluíram que: a) somente aparelhos que emitem 800mW/cm² de intensidade de luz proporcionam uniformidade na polimerização em até 4mm de profundidade de resina composta; b) os aparelhos que emitem maior intensidade de luz possuem maior capacidade de polimerização e c) valores máximos de dureza podem ser obtidos com intensidades de luz de 564, 628, 692 e 766mW/cm², determinados como ponto de estabilização da dureza para o 1º, 2º, 3º e 4º mm respectivamente, ou seja, o uso de intensidades acima destes valores não melhoraria a dureza do material.

CORRER SOBRINHO *et al.*, em 1998, realizaram um estudo para correlacionar a intensidade de luz emitida por seis aparelhos fotopolimerizadores, monitorados por um radiômetro, com o grau de conversão

de um compósito fotoativado, através da dureza Knoop. Foram confeccionados três corpos-de-prova com 5mm de diâmetro por 2mm de espessura, polimerizados pela luz nos tempos de 30, 45, 60, 75, 90, 105, 135, 150, 165 e 180 segundos, por fotopolimerizadores com intensidade de luz de 50, 130, 220, 280 e 520 mW/cm². Após a polimerização os corpos-de-prova foram armazenados por 24 horas, à 37 °C. Em seguida os corpos-de-prova foram posicionados verticalmente e incluídos em resina a base de poliéster. Os corpos-de-prova foram desgastados até atingir a região central, polidos com lixas de granulação decrescente e solução aquosa de óxido de alumínio. Medidas de dureza Knoop foram realizadas em cinco pontos equidistantes, na região de superfície e fundo. O autor concluiu que: os aparelhos com maior intensidade de luz proporcionam valores de dureza Knoop superiores aos de menor intensidade; independente do aparelho fotopolimerizador, os valores de dureza da superfície eram sempre superiores em relação ao fundo; os aparelhos fotopolimerizadores com intensidade de luz de 130, 220 e 280 mW/cm² não apresentaram diferença para os valores de dureza nas regiões de fundo e superfície, à partir de 75 segundos de exposição. Com base nestes dados informaram que clinicamente seria possível polimerizar 2mm da resina composta com baixa intensidade (130, 220, e 280) desde que o tempo seja igual ou superior a 75 segundos.

FUJIBAYASHI *et al.*, em 1998, realizaram um experimento com objetivo de avaliar as características ópticas de aparelhos baseados em LEDs, além da profundidade de cura e grau de conversão dado para um compósito microparticulado. Primeiramente foi determinada a distribuição do espectro de emissão dos comprimentos de onda entre 300 e 800nm, e a partir disso foi

calculada a disponibilidade de aparelho, ou seja, a porcentagem da emissão situada entre 410 e 500nm. O compósito Silux Plus na cor XL foi selecionado para determinação da profundidade de cura e grau de conversão. A profundidade de cura foi determinada, de acordo com as normas da ISO 4049, em 5 espécimes com 4mm de diâmetro por 8 mm de altura, com tempos de exposição de 10, 20, 40 e 60s. Após a fotoativação a resina não curada foi removida cuidadosamente com auxílio de espátula e a altura resultante do espécime foi determinada com micrômetro. O grau de conversão foi determinado através de espectroscopia de Fourier nos mesmos espécimes do teste anterior com tempo de exposição de 40s em cortes de 0,1 mm. Com relação às características ópticas dos aparelhos, os resultados mostraram que o pico de emissão e disponibilidade foram, respectivamente, 444nm e 84% para LED1, 466nm e 96% para LED2 e 484nm e 94% para Optilux. A profundidade de cura aumentou com o tempo de exposição. Aos 40s foram obtidas as seguintes profundidades: 7,14mm para LED2, 6,66mm para LED1 e 6,57mm para lâmpada halógena. LED2 também apresentou os melhores resultados no que diz respeito ao grau de conversão. Assim os autores puderam concluir que o aparelho LED2 é efetivo na polimerização de compósitos, principalmente porque seu pico de emissão está situado muito próximo ao pico de absorção da canforoquinona. Porém os autores ressaltaram para a necessidade de melhoras no *design* desses aparelhos para incorporação de um maior número de LEDs a fim de se obter energia suficiente para fotoativação de compósitos resinosos.

FRIEDL *et al.*, em 2000, avaliaram a influência dos métodos de fotoativação, utilizando intensidades luminosas variáveis, na integridade

marginal de um compósito resinoso e duas resinas modificadas por poliácidos em restaurações classe V. Para isso, 60 terceiros molares humanos recém extraídos foram selecionados e armazenados em água a 37°C. Cavidades padronizadas em forma de caixa com paredes paralelas e dimensões de 5mm no sentido méso- distal, 3mm ocluso-gengival e 1,5mm de profundidade (fator C \cong 3) foram confeccionadas de modo que a margem gengival ficasse localizada 1mm abaixo da junção cimento esmalte. Os dentes foram então divididos em 6 grupos de 10 dentes cada, segundo o sistema restaurador e o método de fotoativação: Grupo 1 – Prime&Bond 2.1 + Dyract (800mW/cm² por 40s); Grupo 2 – OSB Primer + Hytac (800mW/cm² por 40s); Grupo 3 – Prime&Bond 2.1 + Spectrum (800mW/cm² por 40s); Grupo 4 – Prime&Bond 2.1 + Dyract (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s); Grupo 5 – OSB Primer + Hytac (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s) e Grupo 6 – Prime&Bond 2.1 + Spectrum (150mW/cm² por 10s 800mW/cm² por 30s). As restaurações foram realizadas de acordo com as instruções do fabricante e os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados com pontas diamantadas e disco Sof-lex. As amostras foram armazenadas em água deionizada por 7 dias a 37°C e cicladas térmica (5000 ciclos com banhos de 30 segundos a 5 e 55°C) e mecanicamente (500000 ciclos no centro da superfície oclusal dos dentes com frequência de 1,7Hz e carga de 72,5N). As amostras foram avaliadas em microscopia eletrônica de varredura, antes e após as ciclagens térmica e mecânica, em réplicas, que foram analisadas quantitativamente através da classificação das margens nos critérios: margem perfeita, fenda marginal, imperfeição marginal e margem não definida (marginal swelling). A qualidade da margem foi calculada como porcentagem do comprimento total de cada

margem em particular. A análise de penetração do corante foi realizada após a termociclagem. Dessa forma, as amostras foram armazenadas por 16h em solução de fucsina básica a 0,5% a 37°C. Os dentes foram cortados na direção vestibulo-lingual em fatias de 200µm e analisados em lupa estereoscópica com aumento de 16X e fotografadas por ambos os lados. A penetração do corante foi analisada através de escaneamento da fotografia e mensuradas em porcentagem do comprimento total da restauração. Com isso os autores obtiveram que o método de fotoativação com dupla intensidade não teve influência significativa na adaptação marginal dos materiais testados, considerando esmalte ou dentina e antes e após a termociclagem. Baseados nos resultados obtidos o autor concluiu que a pré polimerização com baixa intensidade de luz pode resultar em efeitos negativos pela protelação da reação de polimerização e que este método não melhora a adaptação marginal de restaurações em compósito ou resina modificada por poliácidos.

PEUTZFELDT *et al.*, em 2000, avaliaram as propriedades obtidas por compósitos fotoativados por fotopolimerizadores Apolo 95E e 1000 PAC, cuja luz é emitida por plasma incandescente composto por mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons. Estes aparelhos funcionam com comprimento de onda limitado em torno de 470nm, com alta intensidade luminosa, permitindo dessa forma que o tempo de exposição seja incrivelmente reduzido. Para avaliação dessas unidades fotopolimerizadoras 3 compósitos foram selecionados: Herculite XRV, Apollo Restore e Saremco Microhybrid. Para todos os testes realizados, os métodos para fotoativação eram: Apolo 95E com 3s e intensidade de 1370 mW/cm², 1000 PAC por 10s com intensidade de 980 mW/cm², o aparelho XR 3000 (controle) por 40s com intensidade de 480

mW/cm². As características investigadas foram: 1) Quantidade de duplas ligações remanescentes, através de espectroscopia de Fourier utilizando-se 3 espécimes de cada compósito para cada fotopolimerizador; 2) Profundidade de polimerização, avaliada através de confecção de cavidade cilíndrica em molares humanos extraídos, onde os compósitos foram inseridos e polimerizados. Após, as amostras foram desgastadas de modo a deixar somente metade do cilindro de resina, desse modo pôde-se remover com uma espátula a parte de resina não polimerizada. A profundidade de polimerização foi medida com medidor de precisão (*dial gauge*). Foram confeccionados 4 espécimes para cada grupo; 3) Resistência e módulo flexural, avaliado através de teste de três pontos, com 6mm de distância entre os pontos com espécimes de 2 x 2 x 10 mm. Foram confeccionados 6 espécimes por grupo; 4) Contração parede-parede em molares humanos extraídos foi obtida uma área plana de dentina onde foi confeccionada cavidade cilíndrica com diâmetro de 3,2 – 3,6mm e 1,5 mm de profundidade e restaurada de acordo com as instruções do fabricante. Com auxílio de microscópio foi mensurada o ponto mais largo da fenda obtida. A contração foi calculada como largura da fenda em porcentagem do diâmetro da cavidade. Foram confeccionadas seis cavidades por grupo. Os resultados mostraram que, com o uso do Apolo 95E, as duplas ligações remanescentes foram maiores que no grupo controle que utilizou o XR 3000, isso porque a densidade energética final dada pelo Apolo (4,1 J/cm²) é insuficiente para um grau de conversão adequado devido ao tempo de exposição reduzido. A densidade energética final dada pelo XR 3000 é de 19,2 J/cm². O fotopolimerizador 1000 PAC exibiu eficácia relativa dependendo do compósito utilizado, sendo que a densidade energética final dele foi de 9,8

J/cm^2 . Com relação à profundidade de polimerização, houve diferença entre os fotopolimerizadores utilizados devido às diferenças na densidade energética final dada por estes, sendo assim as maiores profundidades de polimerização foram obtidas com o XR 3000, seguido pelo 1000 PAC e o Apolo 95E que obteve as menores profundidades. Com relação à resistência a flexão, esta não foi afetada pelos métodos de fotoativação, entretanto o módulo flexural foi reduzido com o uso do Apolo 95E. O módulo flexural é um indicador mais sensível de redução de propriedades mecânicas que a resistência à flexão, pois reflete a alteração no módulo de elasticidade dada pela redução do grau de conversão. E finalmente, a contração de polimerização parede-parede, não foi afetada pelo uso dos fotopolimerizadores de alta intensidade luminosa, pois apesar da redução do grau de conversão, a cura extremamente rápida dada por esses aparelhos gera fendas semelhantes àquelas obtidas com o XL 3000. Com base nesses resultados os autores concluíram que esses novos fotopolimerizadores devem ser utilizados com cautela uma vez que, com os tempos de fotoativação indicados pelos fabricantes desses aparelhos, pode haver redução das propriedades mecânicas dos compósitos restauradores e com isso haver diminuição a vida útil das restaurações.

PRICE *et al.* (2002), compararam a dureza Knoop medida imediatamente, 24 horas ou após sete dias da fotoativação. As resinas compostas Filtek P60 e Prodigy foram inseridas em cavidades com profundidade de 2, 3, 4 e 5 mm, em um único incremento e fotoativadas com: arco de plasma (Apolo 95E) com intensidade de 1999 mW/cm^2 por 3s e luz halógena procedente do aparelho Optilux 401 em duas intensidades distintas, 558 e 844 mW/cm^2 por 40s. As espessuras do compósito e a fonte de luz

tiveram significativo efeito nos valores de dureza Knoop. A luz halógena com a mais alta intensidade alcançou o maior valor de dureza enquanto o arco de plasma de xenônio obteve o menor valor. Todas as amostras com 2mm de espessura não apresentaram diferença entre as medidas do topo e da base, o que não ocorreu com as espessuras de 4 e 5 mm. Apenas, o P60 não mostrou diferença estatística entre o topo e base com a espessura de 3mm sob a ação da luz halógena. Com embasamento nestes resultados os autores recomendaram a fotoativação de incrementos com espessura máxima de 2 mm.

CALDAS *et al.* (2003) avaliaram a dureza Knoop da resina composta Filtek Z250 quando fotoativadas por diferentes fontes de luz, variando também a distância entre a ponta do aparelho e a superfície do material restaurador entre 0mm, 6mm e 12mm. As unidades de fotoativação utilizadas foram: 1) XL 1500/3M com 430mW/cm² por 20s no modo de emissão contínua; 2) Elipar Trilight/ESPE por 40s no modo de irradiação gradual exponencial durante os primeiros 16 segundos adicionados de 24 segundos com a intensidade de 800mW/cm² e 3) Apollo 95E (arco de plasma) por 3 segundos. A análise dos dados de dureza, medidos no microdurômetro HMV 2 (Shimadzu), 24 horas após a fotoativação revelou que, para o equipamento Elipar Trilight, a dureza Knoop da resina diminuiu à medida que a ponta distanciava do corpo-de-prova. Com o XL 1500, a dureza Knoop diminuiu significativamente com o aumento da profundidade da leitura e o uso do Apollo 95E promoveu a diminuição da dureza para os dois fatores de variação.

CUNHA *et al.* (2003) avaliaram a eficiência de quatro unidades de fotoativação, através de teste da dureza Knoop. Os corpos-de-prova

confeccionados com a resina Z100 mediam 5 mm de diâmetro por 5 mm de altura e foram fotoativados da seguinte forma: 1 - Luz halógena contínua (520 mW/cm² por 40s); 2 - Luz halógena gradual (150 mW/cm² por 10s + 520 mW/cm² por 30s); 3 - Luz intermitente (ciclos de 1s, sendo ½ s com luz e ½ s sem luz durante 60s) com 520 mW/cm²e 4 - Arco de plasma (1370 mW/cm² durante 3s). As leituras de dureza Knoop foram realizadas após 24 horas da armazenagem, na superfície, à 1,5; 2,5 e 4 mm de profundidade e na base dos corpos de prova. A análise dos resultados mostrou que quando do uso da luz contínua, os valores de dureza da superfície foram estatisticamente superiores a de outras áreas; os outros métodos não apresentaram diferença estatística entre a superfície e a profundidade de 1,5mm. Os menores valores foram registrados na base, exceto para o método com fotoativação contínua. Não houve diferença entre a fotoativação com a luz halógena (XL 3000/3M) contínua ou gradual, ambas apresentaram as maiores médias de dureza e foram superiores ao método com luz intermitente. O método que utilizou o arco de plasma (Apollo 95E) mostrou similaridade entre a luz halógena contínua e a gradual, na superfície e até 2,5 mm, porém decaiu nas porções mais profundas.

Unidades de fotoativação com estreito espectro de emissão de luz, como os LEDs, atuam satisfatoriamente em materiais resinosos que contêm a canforoquinona como fotoiniciador. Entretanto, alguns materiais poderiam ter suas propriedades mecânicas diminuídas quando polimerizadas por esta fonte de luz. Com o objetivo de verificar a relação entre a composição química do material e a fonte de luz usada para ativá-lo, UHL *et al* (2003) mensuraram a dureza Knoop e a profundidade de polimerização dos compósitos Z100 e

Spectrum, que contém apenas a canforoquinona e das resinas Definite e Solitaire 2 as quais são adicionados co-iniciadores. Estes materiais foram fotoativados com luz halógena, (Trilight) com 660 mW/cm², no modo de emissão contínuo ou gradual e por dois LEDs, um comercial, Freelight, com 270 mW/cm² e um protótipo (63LEDs) com 638 mW/cm². Todas as resinas foram fotoativadas por 5, 10, 20 ou 40 segundos. Os resultados revelaram que a profundidade de polimerização sofreu influência dos fatores tempo, material e fonte de luz. A luz halógena no modo contínuo atingiu maior profundidade de polimerização que no modo *soft - start* (gradual) e que os LEDs. Entre os materiais, o Z100 foi superior com significância estatística em relação ao Definite e Solitaire 2, este último apresentou a menor profundidade de polimerização. A dureza Knoop também sofreu influência de todos os fatores. Os compósitos com co-iniciadores obtiveram os menores valores quando fotoativados pelos LEDs. Não houve diferença entre as duas técnicas com a luz halógena. Na comparação do fator tempo o LED 63 e o Trilight no modo contínuo foram similares para os compósitos Z100 e Spectrum, nos tempos de 20 e 40 segundos. Discutindo o trabalho os autores comentam que o teste de profundidade de polimerização adotado para este estudo, que usou um penetrômetro, não se mostrou eficaz para as avaliações propostas. Este fato se deveu provavelmente a menor força aplicada por seu endentador levando a resultados divergentes dos obtidos nos testes de dureza Knoop.

DANESH *et al.* (2004) realizaram um estudo comparando o arco de plasma, Apollo 95E com a luz halógena convencional (Eliopar Visio), no qual foram avaliadas cinco propriedades: resistência flexural, módulo de Young, resistência de união à dentina, profundidade de polimerização e quantidade de

duplas ligações remanescentes. O equipamento Apollo 95E avaliado neste estudo emitiu luz na faixa do espectro eletromagnético compreendida entre 440 e 500 nm com pico de emissão em 470 e intensidade de 1320 mW/cm². O aparelho Elipar Visio gerou luz com comprimento de onda na faixa entre 400 e 500 nm com intensidade de 400 mW/cm² e o tempo de ativação foi de 40s resultando na densidade de energia de 16 J/cm². A densidade de energia do arco de plasma foi determinada em função do tempo de fotoativação, assim com 3s a dose foi de 3,96 J/cm²; com 6s 7,92 J/cm²; chegando à 11,88 J/cm² com 9s. Os resultados mostraram que o módulo de Young, resistência flexural, resistência de união e profundidade de polimerização foram inferiores quando a fotiativação foi realizada com apenas 3s, e foram fortemente dependentes do material. Em geral foram necessários 6 e 9 segundos para o Apollo 95E produzir propriedades mecânicas que não fossem inferiores às da luz halógena convencional, com 40 segundos. Concluíram, que o uso do tempo recomendado pelo fabricante, para o arco de plasma, resultou em propriedades inferiores comparada as obtidas com a halógena.

OBERHOLZER *et al.* (2005) avaliaram o efeito de vários métodos de fotoativação sobre a dureza, microinfiltração e resistência de união. O aparelho de luz halógena Spectrum 800 com 400 mW/cm² e os tipo LED Ultralume 2 (400 mW/cm²) e Elipar Freelight (3M), também com 400 mW/cm², foram usados no modo de emissão contínua, sendo que o Elipar Freelight foi também ativado no modo gradual (*soft start*). A análise do teste de dureza revelou inferioridade nos valores alcançados pela fotopolimerização com a luz halógena. Não houve diferença entre os outros aparelhos, nem entre as regiões mensuradas, tanto na leitura imediata quanto na realizada em 24 horas. A microinfiltração obteve

leitura negativa nas margens em esmalte. O melhor resultado, nas margens em dentina, foi obtido pelo Elipar Freelight no modo de ativação gradual com infiltração significativamente menor, não houve diferença entre os demais. A análise da resistência de união mostrou uma maior e significante resistência para a fotoativação com o Spectrum 800 e com o Elipar Freelight no modo *soft start*. O autores afirmaram que, o menor valor de resistência de união com os LED no modo contínuo pode ser um indicativo de que este método levou à uma maior contração de polimerização, com conseqüente enfraquecimento da união. Concluíram que o LED é uma fonte de luz mais eficiente que a luz halógena e que usá-lo no modo *soft- start* pode reduzir a contração de polimerização e a microinfiltração.

PRICE *et al.* (2005) constataram a superioridade do LED (Freelight 2) em relação à luz halógena (Trilight) ao avaliar o seu desempenho na polimerização de 10 resinas compostas, comparando-o a luz halógena). As seguintes conclusões foram registradas: na profundidade de 3mm, o LED quando usado à distância de 2mm da superfície do compósito produziu uma dureza maior que a luz halógena; com o LED as resinas Z250, Tetric Ceram cor A2 e Tetric Ceram Bleach XL mantiveram a dureza Knoop, até a profundidade de 3,5 mm, superior à 80% da dureza máxima registrada na superfície. O LED quando utilizado com apenas a metade do tempo indicado pelo fabricante não foi diferente da luz halógena com o tempo total recomendado. Além destes resultados, os autores apontaram algumas erros em trabalhos científicos, como a insuficiente informação sobre os aparelhos fotoativadores empregados; a tentativa de determinar a performance avaliando apenas um equipamento; comparações inadequadas entre equipamentos e

compósitos e condenaram o uso de moldes plásticos ou metálicos nos testes, por produzirem efeitos que não ocorrem nos dentes. Em relação aos testes de dureza, os autores revelaram maior confiabilidade aos testes de dureza Knoop, em detrimento de outros métodos, devido este ser mais sensível para determinar a profundidade de polimerização ou para distinguir a eficácia de diferentes fontes de luz, além de sua forte correlação com o grau de conversão de monômeros.

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar a eficiência de dois aparelhos fotoativadores (XL 2500 e LED Ultrablue Is) para fotoativação indireta (interposição da cerâmica feldspática na espessura de 2 mm) na dureza Knoop, de dois cimentos resinosos de dupla ativação (Variolink II e Enforce), em diferentes cores.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - Materiais

A descrição dos materiais, nome comercial e fabricante estão listados na Tabela 1.

Tabela 1- Descrição dos materiais e equipamentos que foram utilizados no estudo.

MATERIAL/ EQUIPAMENTO	CORES	FABRICANTE
Cerâmica feldspática Duceram Plus	A3	(Degudent, Germany)
Cimento resinoso Variolink II	- XL branco transparente (A1) - Amarelo 210 (A3) - Branco opaco	Ivoclar Vivadent AG, Shann Liechtenstein
Cimento resinoso Enforce com flúor	- Opaco - A3 - B1	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, Brasil
Aparelho fotoativador XL 2500		(3M ESPE, St. Paulo, MN, USA)
Aparelho fotoativador LED – Ultrablue Is		(D.M.C. Equipamentos Ltda)

4.2 – Método

4.2.1 - Confeção dos discos em cerâmica feldspática para ensaio de dureza Knoop.

Foram confeccionados cilindros em cerâmica feldspática Duceram Plus (Degussa Dental), utilizando uma matriz metálica rosqueável com 8 mm de diâmetro por 10 mm de altura.

O pó de cerâmica foi aglutinado com o líquido modelador fornecido pelo fabricante e condensado por vibração na matriz metálica, sendo o excesso de líquido aglutinante removido com papel absorvente. Uma pressão de 10 kgf foi aplicada sobre a cerâmica para promover compactação da mistura. O cilindro de cerâmica obtido sob compressão foi removido da matriz e levado ao forno Dekema (Austromatic- Dekema, Germany) para o procedimento de sinterização da cerâmica, seguindo as instruções do fabricante: (1) temperatura inicial de 575° C; (2) tempo de secagem de 3 minutos; (3) tempo de elevação da temperatura de 55° C/minuto; (4) tempo de subida de 2 minutos; e, (5) temperatura final de 910° C, com vácuo por 1 minuto.

Após o resfriamento, o cilindro de cerâmica foi seccionado com disco flexível diamantado dupla face (KG Sorensen, Brasil) em baixa rotação sob refrigeração, para obter um disco em cerâmica com espessura próxima de 2 mm. Em seguida foram submetidos ao acabamento e polimento em baixa rotação, com conjunto de abrasivos Edenta (Labor Dental) em sequência decrescente de granulação até atingir a espessura de 2 mm. Os discos com 8 mm de diâmetro na espessura de 2 mm foram finalizados com autoglazeamento na temperatura final de 890° C, sem vácuo (Figura 1A).

Em seguida, os discos cerâmicos foram submetidos à limpeza em ultrassom (Thornton – T 07) por 6 minutos, antes do procedimento de aplicação do agente cimentante. Foram confeccionados 3 discos cerâmicos na espessura de 2 mm (Figura 1A).

As pastas base e catalizadora do cimento resinoso Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Shann Liechtenstein) foram automaticamente dosadas pela seringa dispensável do sistema, em proporções com volumes equivalentes. Para o cimento resinoso Enforce (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, Brasil) as pastas base e catalizadora foram dosadas por volume em proporções equivalentes. A mistura manual das pastas foi realizada por 10 segundos (Variolink II) e 20 segundos (Enforce), com auxílio de espátula nº 24 em bloco de papel descartável, de acordo com as instruções do fabricante. A seguir, os cimentos resinosos foram inseridos com uma espátula numa cavidade com 5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura, no centro de uma matriz de nylon, com 25 mm de diâmetro por 15 mm de altura. Um rebaixo no centro do cilindro de 0,5 mm de profundidade por 8 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 sobre o cimento resinoso e a cerâmica. A matriz de nylon foi previamente revestida com tinta preta (Colorgin Spray, Sherwin-Williams do Brasil), a fim de evitar que a luz interferisse na polimerização adicional do cimento. Assim foi possível supor que a luz foi transmitida somente para a cerâmica e cimento resinoso. Todos os procedimentos foram realizados em temperatura e ambiente ($23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) e umidade controladas (acima de 30% de umidade relativa) conforme especificação da ISO 4049 (*The International Organization for Standardization*).

Após a colocação do cimento na cavidade da matriz, o disco de cerâmica com 8 mm de diâmetro por 2 mm de espessura foi posicionado no rebaixo da matriz com 8 mm de diâmetro por 0,5 mm de profundidade. A seguir, as pontas dos fotopolimerizadores XL 2500 (3M ESPE, St. Paulo, MN, USA) e LED – Ultrablue Is (D.M.C. Equipamentos Ltda) foram posicionadas em contato a cerâmica, numa angulação de 90° mantida por um suporte que permitiu deixar a ponta do aparelho perpendicular à superfície da cerâmica e, conseqüentemente, com o cimento resinoso e fotoativar por 40 segundos (Figura 1B). A intensidade de luz foi de 610 mW/cm² para o LED – Ultrablue Is e 615 mW/cm² para o XL 2500, sendo constantemente monitorada por radiômetro portátil Model 100 Curing Radiometer (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA). O aparelho para fotoativação foi ligado a corrente elétrica por meio de um estabilizador de voltagem, com o intuito de minimizar possíveis oscilações na corrente elétrica, que possam afetar significativamente a intensidade de luz final do dispositivo. Os corpos-de-prova foram divididos em 12 grupos de 5 amostras cada, conforme o tipo de aparelho fotoativador, cimento resinoso e cor utilizados neste estudo com interposição da cerâmica feldspática (Quadro I). O grupo controle foi obtido somente com o cimento resinoso com 5 mm de diâmetro por 1 mm de espessura, sem interposição da cerâmica para cada aparelho fotoativador, tipo de cimento e cor, perfazendo um total de 12 grupos de 5 amostras cada.

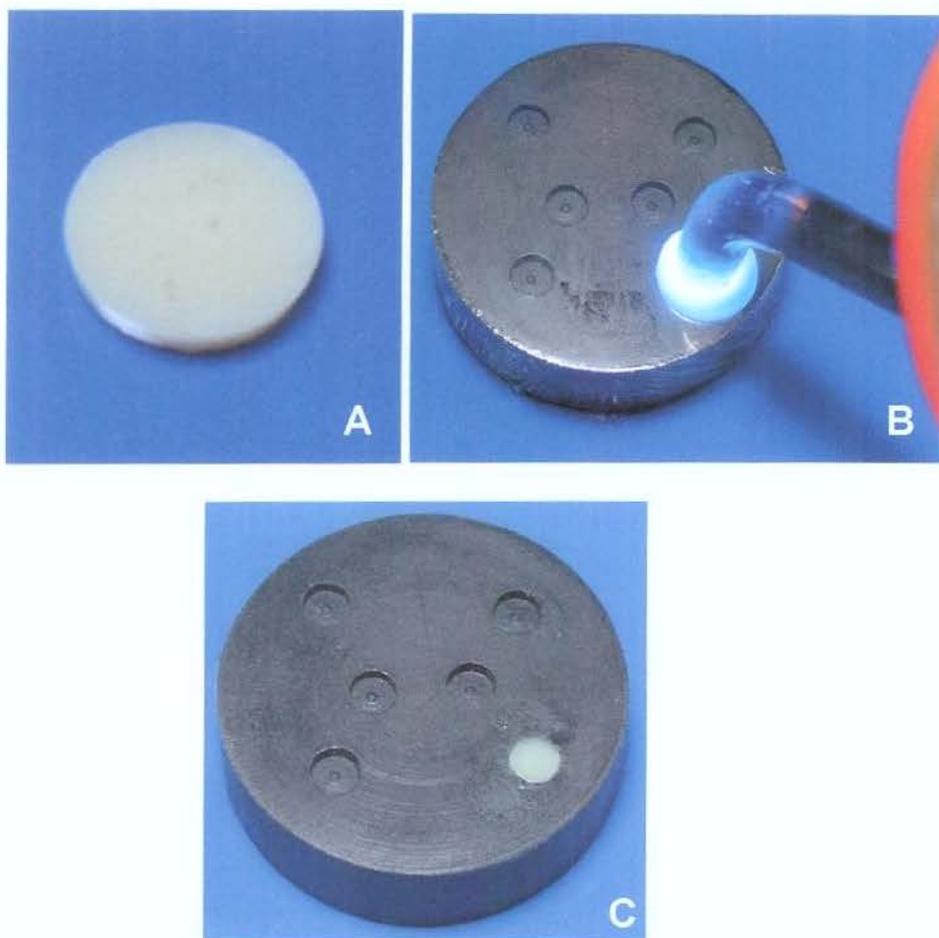


Figura 1 – (a) Disco de cerâmica com 8 mm de diâmetro por 2 mm de espessura; (b) – cimento resinoso sendo fotoativado através da espessura da cerâmica; e, (c) – amostra em forma de disco, obtido a partir da polimerização do cimento resinoso.

Quadro I – Descrição da divisão dos grupos com os respectivos aparelhos fotoativadores, cimentos resinosos e cor, que foram utilizados neste estudo com interposição da cerâmica feldspática.

GRUPO	(n)	Aparelho Fotoativador	Cimento Resinoso	Cor
1	05	XL 2500	Variolink II	XL branco transparente
2	05	XL 2500	Variolink II	Amarelo 210 (A3)
3	05	XL 2500	Variolink II	Branco Opaco
4	05	LED - Ultrablue Is	Variolink II	XL branco transparente
5	05	LED - Ultrablue Is	Variolink II	Amarelo 210 (A3)
6	05	LED - Ultrablue Is	Variolink II	Branco Opaco
7	05	XL 2500	Enforce	B1
8	05	XL 2500	Enforce	A3
9	05	XL 2500	Enforce	Opaco
10	05	LED - Ultrablue Is	Enforce	B1
11	05	LED - Ultrablue Is	Enforce	A3
12	05	LED - Ultrablue Is	Enforce	Opaco

Após a confecção (Figura 1C), os corpos-de-prova foram devidamente identificados e armazenados em ambiente escuro numa estufa a 37° C e 100 % de umidade relativa, por 24 horas.

4.2.2 – Determinação da dureza Knoop.

Decorrido os períodos de armazenagem, os corpos-de-prova para leitura de dureza Knoop foram fixados em uma matriz pré-moldada em resina acrílica

incluída em tubo de PVC. Os discos foram adaptados nos espaços previamente moldados. Eventuais desajustes foram preenchidos pela adição de cera pegajosa plastificada previamente à colocação dos discos. Após a fixação dos discos, o conjunto foi levado até uma politriz metalográfica para acabamento e polimento. Lixas d'água foram utilizadas a partir de granulação decrescente (180, 320, 400, 600 e 1200) até a obtenção de polimento satisfatório para a leitura de microdureza. Cada matriz com discos fixados foi utilizada por 4 vezes para fins de padronização de tamanho de disco.

O ensaio de dureza Knoop foi realizado no aparelho HMV – 2000 (Shimadzu, Tokyo, Japan), calibrado para uma carga de 50 gramas, atuando por 15 segundos (Figura 2). Foram realizadas cinco penetrações em cada corpo-de-prova a uma distância de 100 µm da região de superfície externa do corpo-de-prova, totalizando 150 penetrações para o cimento resinoso Variolink II e 150 penetrações para o cimento resinoso Enforce. Com auxílio de um microscópio mensurador acoplado ao aparelho, as dimensões das penetrações foram medidas e a dureza Knoop determinada através da seguinte fórmula:

$$DK = \frac{14229P}{d^2}$$

Fórmula para cálculo da Dureza Knoop:

DK - Dureza Knoop.

P - Carga aplicada em gf (gramas-força)

d² - Comprimento da diagonal maior do losango em µm.



Figura 2 – (1) Aparelho HMV-2 para ensaio de dureza; (2) – ponta edentadora utilizada para aplicação de carga para dureza Knoop; e, (3) – lente de aumento de 40X utilizada na leitura de dureza.

5 – RESULTADOS

Para efeito de análise estatística, os seguintes fatores foram considerados: material e tratamento. Os valores médios de dureza Knoop foram submetidos à Análise de Variância e posteriormente ao teste de Tukey com 5% de significância.

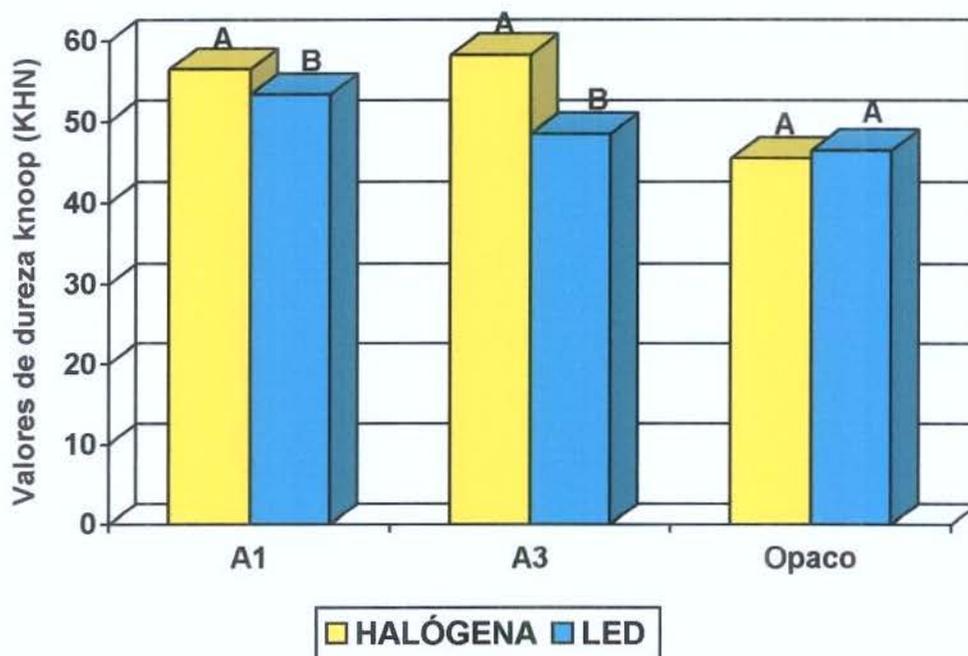
A Tabela 2 mostra que a dureza Knoop do cimento resinoso Variolink II, na cor A1 (59,46) e cor A3 (58,29), fotoativado com o aparelho de luz Halógena (XL 2500) foi estatisticamente superior ao cimento resinoso na cor Opaco (45,52) ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre às cores A1 e A3 ($p > 0,05$). A dureza Knoop para os cimentos fotoativados com o aparelho LED, a cor A1 (53,34) foi estatisticamente superior as cores A3 (48,48) e Opaco (46,48) ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre a cor A3 e Opaco ($p > 0,05$).

A Figura 3 mostra que a dureza Knoop do cimento resinoso Variolink II fotoativado com o aparelho de luz Halógena nas cores A1 e A3 foi estatisticamente superior às fotoativadas com o aparelho LED ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as fontes de luz quando o Opaco foi fotoativado ($p > 0,05$).

Tabela 2 – Valores médios de dureza do cimento resinoso Variolink II nas cores A1, A3 e Opaco fotoativados com os aparelhos de luz Halógena (XL 2500) e LED.

COR	APARELHOS FOTOATIVADORES	
	HALÓGENA	LED
A1	56,46 (3,01) a, A	53,34 (4,67) a, B
A3	58,29 (3,45) a, A	48,48 (3,88) b, B
Opaco	45,52 (5,90) b, A	46,48 (4,92) b, A

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, ao nível de 5 % pelo teste de Tukey. Os valores do desvio padrão estão apresentados entre parênteses.



Barras seguidas por letras distintas dentro cor do cimento diferem entre si, ao nível de 5 % pelo teste de Tukey.

Figura 3 – Valores médios de dureza Knoop do cimento resinoso Variolink II nas cores A1, A3 e Opaco fotoativados com os aparelhos de luz Halógena (XL 2500) e LED.

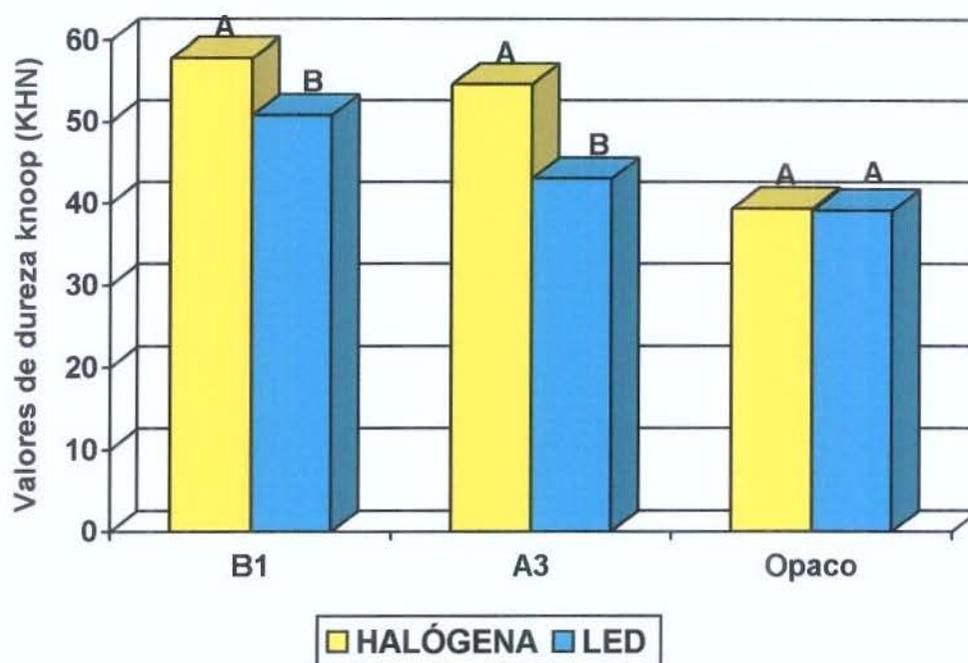
Na Tabela 3 observa-se que os valores de dureza Knoop do cimento resinoso Enforce nas cores B1 (57,82) e A3 (54,60) fotoativados com luz Halógena (XL 2500) foram estatisticamente superiores ao Opaco (39,34) ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as cores B1 e A3 ($p > 0,05$). A dureza Knoop para os cimentos fotoativados com o aparelho LED, a cor B (50,76) foi estatisticamente superior à cor A3 (42,94) e Opaco (39,10) ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as cores A3 e Opaco ($p > 0,05$).

A Figura 4 mostra que os valores de dureza Knoop do cimento resinoso Enforce fotoativados com o aparelho de luz Halógena nas cores A1 e A3 foram estatisticamente superiores as fotoativados com o aparelho LED ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as fontes de luz quando o Opaco foi fotoativado ($p > 0,05$).

Tabela 3 – Valores médios de dureza do cimento resinoso Enforce nas cores A1, A3 e Opaco fotoativados com os aparelhos de luz Halógena (XL 2500) e LED.

COR	APARELHOS FOTOATIVADORES	
	HALÓGENA	LED
B1	57,82 (3,91) a, A	50,76 (3,68) a, B
A3	54,61 (4,80) a, A	42,94 (4,28) b, B
Opaco	39,34 (2,27) b, A	39,10 (3,34) b, A

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, ao nível de 5 % pelo teste de Tukey. Os valores do desvio padrão estão apresentados entre parênteses.



Barras seguidas por letras distintas dentro cor do cimento diferem entre si, ao nível de 5 % pelo teste de Tukey.

Figura 4 – Valores médios de dureza Knoop do cimento resinoso Enforce nas cores A1, A3 e Opaco fotoativados com os aparelhos de luz Halógena (XL 2500) e LED.

6 - DISCUSSÃO

Restaurações em cerâmica livres de metal estão se tornando populares para os clínicos e pacientes em função da estética superior, devido, principalmente à transmissão e à refração espectral da luz, minimizando a translucidez e a cor do dente natural.^{7,17} Embora, o sucesso clínico destas restaurações exija fixação aos dentes com alta resistência, baixa solubilidade e uma fina camada do agente cimentante polimerizado por luz.^{9,23} Além disso, é necessário que os cimentos resinosos completem a sua polimerização num período de tempo aceitável.^{25,47}

Por outro lado, as cerâmicas de cobertura apresentam densidade e composição próximas, sendo que a polimerização do cimento resinoso é acentuadamente afetado pela fonte de luz, comprimento de onda e intensidade da luz emitida.¹²

O comprimento de onda da luz é determinado pela fonte de luz fotoativadora. O método de fotoativação, o uso do catalisador pode ser um fator decisivo na dureza e especialmente na profundidade de polimerização do cimento dual para polimerização do compósito.¹²

De acordo com as Figuras 3 e 4, observa-se que para as cores A1 e A3 (Variolink II) e B1 e A3 (Enforce) a dureza proporcionada pelo aparelho de luz halógena mostrou valores de dureza estatisticamente superiores ao aparelho LED. Já, para a cor opaca nenhuma diferença foi observada entre as duas fontes de luz para os dois cimentos, provavelmente pela maior quantidade de pigmentos existentes nessa cor do compósito. Neste estudo, o LED com 610mW/cm² e a luz da lâmpada halógena, emitida pelo do aparelho XL2500, com 615mW/cm² obtiveram resultados estatisticamente diferentes de dureza,

com maiores valores de dureza obtidos com a lâmpada halógena, exceto para a cor opaca. Resultados semelhantes foram obtidos por outros pesquisadores como Kurachi *et al.*²⁷ (2001); Uhl *et al.*⁴⁶ (2003); Uhl *et al.*⁴⁸ (2004), onde observaram menores valores de dureza com o LED, mesmo os de segunda geração, em polimerizar resinas que contenham outros fotoiniciadores, além da canforoquinona em relação aos aparelhos de luz halógena.

Entretanto, estes resultados diferem dos obtidos por Price *et al.*⁴⁰ (2003); Uhl *et al.*⁴⁸ (2004); onde os LEDs de segunda geração, que emitem luz com intensidade superior a 400mW/cm², em regra, têm obtido valores de dureza superiores ou iguais à luz de lâmpada halógena convencional (XL 2500). Em acréscimo, estes equipamento são capazes de proporcionar melhores propriedades usando a metade do tempo que normalmente é recomendado para a fonte de luz de lâmpada halógena (XL 2500)^{35,40,44}.

Uma característica dos LEDs seria emitir luz em uma estreita faixa dentro do espectro eletromagnético com pico de emissão próximo ao da absorção da canforoquinona^{16,30,35,44}. Portanto, esta característica representa uma vantagem e tem sido utilizada para explicar a obtenção das mesmas propriedades obtidas pela luz de lâmpada halógena, mesmo com intensidade e tempo de fotoativação menores. Por outro lado, justificaria a não eficiência, na foto-fragmentação de iniciadores com espectro de emissão fora do espectro deste tipo de luz. Desta forma, não apenas a intensidade de luz mas, a sua distribuição espectral e o perfil de absorção do fotoiniciador, têm influência direta na conversão dos monômeros e na qualidade da fotopolimerização.

O LED emitindo luz em um estreito espectro entre 440 e 490nm, com pico de emissão em 470nm é coincidente ao pico de absorção da

canforoquinona que está em 468nm em uma faixa compreendida entre 450 e 500nm. A maior parte da energia emitida pelo LED seria absorvida pela canforoquinona, ao passo que a luz da lâmpada halógena, com a energia distribuída em um espectro de emissão mais amplo, operando normalmente entre 400 e 500nm e pico em 480nm, teria apenas parte da energia aproveitada na ativação da canforoquinona.

Há vários fatores que podem influenciar o grau de polimerização do cimento resinoso, como a cor e espessura da cerâmica, a fonte fotoativadora da luz e o tempo de polimerização^{32,34}. A polimerização do cimento resinoso depende da absorção de dispersão da luz dentro do cimento resinoso, da cor e opacidade da resina composta.³⁶

De acordo com a Tabela 2 e 3, observa-se que para os dois cimentos resinosos Variolink II e Enforce, a cor dos cimentos resinosos influenciou diretamente no grau de polimerização do cimento. A cor opaca dos dois cimentos apresentaram os menores valores de dureza em relação as outras duas cores, para os dois aparelhos fotoativadores com luz halógena e LED.

Kawaguchi *et al.*²⁸ mostrou que os aparelhos de fotoativação proporcionam dureza suficiente no cimento resinoso, quando a espessura das restaurações cerâmicas são de 2 mm. Entretanto, o tempo de fotoativação necessário para polimerização era 50% maior que o recomendado pelo fabricante²⁸.

Quando uma restauração cerâmica é cimentada utilizando polimerização dual ou polimerização somente do cimento resinoso, a luz do aparelho fotoativador deveria penetrar na restauração e assegurar união e melhores propriedades ao cimento resinoso^{37,41}. O cimento resinoso dual tem sido

recomendado para cimentação de cerâmicas, para compensar o efeito da atenuação da polimerização, quando a luz é afetada pela inlay e permitir polimerização completa do cimento na sua parte inferior dentro da cavidade, onde o acesso da luz fotoativadora é limitada^{20,36}.

O material cerâmico sobre o qual o cimento resinoso é polimerizado parece exercer influência considerável no grau de polimerização da resina, relacionando a espessura da restauração direta em resina composta fotoativada por luz²⁴.

De acordo com a ISO 4049 o tempo de presa do cimento resinoso dual não pode ser superior a 10 minutos. O presente estudo mostra que, a polimerização do cimento resinoso (opaco), não apresentou dureza suficiente para receber carga imediata. O cimento resinoso deve possuir propriedades mecânicas, com satisfatório módulo de elasticidade e microdureza satisfatório, o qual protegeria a união e aumentaria a resistência à fratura de algumas restaurações cerâmicas, devido a inerente friabilidade e baixa resistência à flexão das cerâmicas à base de sílica^{5,19}.

A irradiação da fonte de luz, tempo de exposição e transmissão da luz irradiada ao material são variáveis significantes que afetam a dureza ou o grau de conversão. Os compostos resinosos fotoativados são afetados, também, pela substância química, tamanho da partícula, cor, intensidade de luz, duração da exposição e da espessura da resina de cobertura ou da porcelana^{3,20}. Deste modo, a polimerização adequada do cimento resinoso é o fator a ser considerado para a obtenção de ótimas propriedades físicas, biológicas e relevância clínica^{9,21,25,37,43}.

7- CONCLUSÕES

1 - A cor opaca dos cimentos resinosos Variolink II e Enforce mostraram baixos valores de dureza Knoop em relação às outras cores para ambas fontes de luz.

2 - A fonte de luz halógena mostrou maior dureza Knoop que o LED para as cores A1 e A3 (Variolink II) e A3 e B1 (Enforce). Nenhuma diferença estatística foi observada entre as duas fontes de luz para a cor opaca.

8 - REFERÊNCIAS

1. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14(1): 51-6.
2. Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32(2): 134-40.
3. 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.
4. 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.
5. Blatz M B, Sadan A *et al.*. "Resin-ceramic bonding: a review of the literature." *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 268-74.
6. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabi.* 2002; 29(3): 257-62.
7. Cardash HS, Baharav H *et al.*. "The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement." *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 620-3.
8. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(6): 620-3.
9. Danesh G, Davids, H *et al.*. "Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units." *J Dent* 2004; 32(6): 479-88.

10. 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.
11. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 1995; 22(1): 43-7.
12. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. "Chemical versus dual curing of resin inlay cements." *J Prosthet Dent* 1995; 73(6): 515-24.
13. 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.
14. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986; 20(1): 121-31.
15. Foxton RM, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of light source direction and restoration thickness on tensile strength of a dual-curable resin cement to copy-milled ceramic. *Am J Dent*. 2003; 16(2): 129-34.
16. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light- emitting diodes. *Dent Jpn (Tokyo)*. 1998; 34(3): 40-53.
17. Groten M, Probster L. "The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns." *Int J Prosthodont* 1997, 10(2): 169-77.
18. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002; 18(6): 463-9.
19. Harrington E, Wilson H J *et al.*. "Light-activated restorative materials: a method of determining effective radiation times." *J Oral Rehabil* 1996; 23(3): 210-8.

20. Harrington Z, McDonald A *et al.*. "An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain." *Int J Prosthodont* 2003; 16(1): 54-8.
21. Hofmann N, Hugo B *et al.*. "Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites." *Clin Oral Investig* 200; 4(3): 140-7.
22. 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.
23. 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.
24. Jung H, Friedl KH *et al.*. "Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations." *Clin Oral Investig* 2001; 5(3): 156-61.
25. Knezevic A, Tarle Z *et al.*. "Photopolymerization of composite resins with plasma light." *J Oral Rehabil* 2002; 29(8): 782-6.
26. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *A J Dent* 2000; 13(Spec No): 60D-76D.
27. 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.

28. Kawaguchi M, Fukushima T *et al.*. "The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites." *J Dent Res* 1994; 73(2): 516-21.
29. Lee IB, Um CM. "Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays." *J Oral Rehabil* 2001; 28(2): 186-97.
30. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(5): 286-95.
31. Linden JJ, Swift EJ, Jr., Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 1991; 70(2): 154-7.
32. Luo Y, Wang W *et al.*. "[Clinical evaluation of two temporary restoration materials: Composite and self-cured acrylic resin]." *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2003; 21(3): 222-5.
33. Marais JT, Dannheimer MF *et al.*. "Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity." *J Dent Assoc S Afr* 1997; 52(6): 403-7.
34. McLean JW, Nicholson JW *et al.*. "Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials." *Quintessence Int* 1994; 25(9): 587-9.
35. Mills WR, Uhl A, Gordon BB, Jandt KD. High power light emitting diode(LED) arrays halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; 23(14): 2955-63.
36. Myers ML, Caughman WF *et al.*. "Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement." *J Prosthodont* 1994; 3(3): 149-57.

37. Park SH, Krejci I *et al.*. "Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing." *Oper Dent* 2002; 27(1): 30-7.
38. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *A J Dent* 1996; 9(6): 264-8.
39. 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.
40. Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing light. *J Adhes Dent* 2003, 5(3): 193-207.
41. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 280-301.
42. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19(1): 26-32.
43. Rueggeberg FA, Caughman WF. "The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements." *Oper Dent* 1993; 18(2): 48-55.
44. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21(13): 1379-85.
45. 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.

46. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials** 2003; 24(10): 1787-95.
47. Uhl A, Michaelis C. *et al.*. "The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies." **Dent Mater** 2004; 20(1): 21-8.
48. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater** 2004; 20(1): 80-7.
49. 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.