

UNESP Faculdade de Odontologia de Araraquara
Universidade Estadual Paulista
“Julio de Mesquita Filho”

Emmanuel Arraes de Alencar Júnior

Microdureza superficial do cimento resinoso de
ativado por três diferentes fontes de luz através
da interposição de cerômero e porcelana

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” –UNESP,
como requisito para obtenção do título de Doutor, no Programa de Pós-
Graduação, na Área de Dentística, nível de Doutorado.

Orientador: Prof. Dr. **Sizenando de Toledo Porto Neto**

DADOS CURRICULARES

Emmanuel Arraes de Alencar Júnior

NASCIMENTO: 07.07.1965–FORTALEZA-CE

FILIAÇÃO: Emmanoel Arraes de Alencar

Maria Marlene Arraes de Alencar

- | | |
|-----------|--|
| 1983/87 | Curso de Graduação em Odontologia, pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Ceará. |
| 1990/1991 | Curso de especialização em Dentística Restauradora, pela Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Paulista de Cirurgiões-Dentistas, Araraquara-SP. |
| 1990/1991 | Estagiário da Disciplina de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista–UNESP, Araraquara–SP. |
| 1992 | Ingressou como Professor Auxiliar, da Disciplina de Dentística Restauradora da faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Ceará |
| 2000/2002 | Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Dentística Restauradora, Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP–SP. |
| 2002/2005 | Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Dentística Restauradora, Doutorado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP–SP. |

DEDICATÓRIA

*Cada gesto seu era como um apontar para as verdades da vida. Homem que possui a capacidade de ser inesquecível, pois mesmo que o tempo passe em nossos corações e não estando mais aqui conosco, sinto forte sua presença, sua voz, seu carinho, sua figura austera e ao mesmo tempo dulcíssima. Possuidor de grande sensibilidade, cultura e marcante personalidade, era querido por quem teve a oportunidade de conhecê-lo. Marcante também sua blindagem moral. O seu exemplo de honestidade e sinceridade é modelo a seguir, não só moldando nossos espíritos, mas também transmitindo seus exemplares sinais de caráter. Dedico a você, meu pai, **Emmanuel Arraes de Alencar**, este trabalho.*

É enorme a sua falta.

AGRADECIMENTOS

- *À egrégia Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, representada pelo **Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached** (Diretor) e **Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard** (Vice-Diretor).*
- *À Coordenadoria do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representada pelo **Prof. Dr. José Roberto Cury***

Saad (Coordenador).

- *Agradeço, de forma especial, aos Docentes da Disciplina de Dentística Restauradora **Prof. Saad, Prof^a Salete, Prof. Sizenando, Prof. Osmir, Prof. Ueide, Prof. Wellington, Prof. Marcelo e Prof. Silas**, pelos esforços empenhados em nos transformar em profissionais mais qualificados dando novo alcance para nossas aspirações profissionais.*
- *A todos os **Professores das Disciplinas ministradas durante a pós-graduação de Dentística Restauradora**, agradeço pelos conhecimentos transmitidos. Sem este convívio, garanto que nos tornaríamos não tão aptos quanto hoje somos.*
- *Ao **Prof. Dr. Guastaldi**, do Instituto de Química por sua gentileza de dirigir os ensaios laboratoriais para teste de microdureza.*
- *Aos **Professores da Disciplina de Dentística Restauradora da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem, da Universidade Federal do Ceará, Prof. Haroldo Beltrão, Prof. Carlos Augusto, Prof. Sérgio Santiago, Prof. Vicente Sabóia e Profa Lidyanne Karla** que durante minha ausência*

suportaram a condução da disciplina de Dentística dando possibilidade para que aqui eu estivesse me qualificando.

- *Ao Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem, na pessoa do chefe de departamento **Prof. Dr. Marcus Aurélio**, pela possibilidade institucional de investir na carreira de seus docentes.*
- *Às secretárias do departamento de Odontologia Restauradora do curso de odontologia da UFC, **Dona Lucimar Melo e Eunice**, que pelo carinho e amizade mútua sempre tiveram o empenho que toda minha estadia fora transcorresse perfeitamente bem.*
- *Ao Professor Coordenador do Curso de Odontologia, da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da UFC **Prof. Haroldo Beltrão**, que pela sua correção de caráter e exemplo profissionais, paradigma de empenho e dedicação profissional.*
- *A **CAPES**, que incentiva a melhoria da qualificação profissional neste país para aqueles que acreditam na forma da educação como mecanismo de transformação social.*

- À amiga, **Alessandra Rastelli**, pelo tempo de agradável convivência onde tivemos a oportunidade de nos conhecer mais e nos ajudar mutuamente a transpor as intempéries do dia a dia de nossa empreitada.
- Ao amigo de sempre **Antonio Lolato (Taiúva)**, confrade de todas as ocasiões e de quem sinto muito muita falta de sua alegre convivência.
- Ao amigo, **Prof. Ilan do Vale**, por ter demonstrado o espírito de abnegação, solidariedade, e prestimosidade que já sabia muita dantes ser ele possuidor.
- Ao Prof. **Mário Tanomaru e Dona Juliana**, por suas amizades respeitosamente desfrutadas e por serem amigos de todas as horas.
- Aos técnicos, **Cláudio Tita, Wanderlei e Marinho**, por serem pessoas extremamente amenas de convívio agradável, disposição incontestável para ajudar dedicando ao mesmo tempo a amizade sincera.
- Às funcionárias da Clínica de Dentística Restauradora,

Adriana e Dona Maria e Cida, pela gentileza com que sempre me trataram, me deram carinho nas horas mais difíceis dando-me condições para suportar as horas mais amargas.

- Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora, **Célia Regina Fachine Sanches Silva** e **Lenyra Camillo Zamai**, pela amizade, carinho e atenção que vocês sempre me demonstraram.
- Aos **Funcionários da Seção de Pós-Graduação, Mara, Rosângela e Sílvia Regina** por sua atenção e fino trato com que sempre me acolheram.
- Aos funcionários do 6º andar, **Maria Inês, Dona Maria, Dona Odila, Luís Rocatelli, José Pelícola, Belinha, Conceição e Pedrinho**, pela disponibilidade e fraternal convivência.
- À bibliotecária **Marley**, pela revisão das referências bibliográficas.
- Aos **Funcionários da Biblioteca**, pelos préstimos que sempre acompanham a excelência de conduta profissional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

- *A minha mãe, **Marlene**, extremosa em carinho para com seus filhos. Seu exemplo de paciência, reflexão e dedicação conduziram-nos a uma vida digna, com amor e sinceridade. Enlevou-nos em proteção, não deixando de nos ensinar a dar passos à frente na vida à procura do bem do crescer na vida. Zela também pelas nossas expectativas de forjar um espírito elevado.*
- *A **Carolina**, minha mulher. Sua presença me encoraja, seu amor é fonte em que bebo a alegria da vida e por isso, agradeço cada dia passado a seu lado. Por tê-la conhecido, venero o prazer de viver. E*

é dessa maneira que passarei a minha existência.

- *Ao meu orientador e amigo **Sizenando de Toledo Porto Neto**, pela fraterna convivência, respeito mútuo, profissional e ser humano de qualidades expoentes, cujo exemplo sempre me conduziu no percurso profissional.*
- *Aos Colegas de Turma, **Antônio Luis, Cristina, Elaine, Laura, Liz, Luana, Patrícia e Ricardo**, do curso de mestrado que sempre transformaram as dificuldades enfrentadas em tarefas mais suaves pela leveza de seus espíritos.*
- *Aos colegas da turma de Doutorado 2002, **Alessandra, Laura, Saturnino, Patrícia, Luana e Reinaldo**, pela oportunidade de estreitarmos ainda mais de nossa amizade, enriquecendo meus anseios de fraternidade.*
- *À amiga **Margarida**, por impelir-me à frente não me permitindo fraquejar.*
- *Aos meus irmãos, cunhados e demais familiares, seu apoio e contentamento com minhas realizações.*

HOMENAGEM ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade, por sua amizade nos momentos importantes em minha passagem de qualificação. Por sua lhanza e exemplo de competência profissional. Professor de qualidades sem par.

“Para ser grande, sê inteiro.

Nada teu exagera ou exclui.

Sê todo em cada coisa. Põe quanto tu és

No mínimo que fazes.

Assim em cada lago a lua toda

Brilha, porque alta vive.”

Fernando Pessoa

Sumário

INTRODUÇÃO.....	14
REVISÃO DE LITERATURA.....	20
PROPOSIÇÃO.....	42
MATERIAL E MÉTODO.....	43
RESULTADO.....	54
DISCUSSÃO.....	60
CONCLUSÃO.....	67
ANEXOS.....	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
RESUMO.....	80
ABSTRACT.....	82

INTRODUÇÃO

A utilização de restaurações estéticas indiretas, em dentes posteriores, tem sido amplamente utilizada como reabilitação de grandes perdas de estrutura dental. Essas restaurações podem ser confeccionadas diretamente em resina composta ou indiretamente em porcelana ou resina composta constituindo desta forma, facetas laminadas, restauração intracoronária denominada *inlay* e também as restaurações com cobertura de cúspides denominadas *onlay*.³

Os primeiros registros da utilização de restaurações indiretas de porcelana são do início do século XX. O emprego destas restaurações estava, porém, limitada à cavidade classe V, pois as porcelanas da época não resistiam aos esforços mastigatórios. Associado a este fato estava o de o cimento de fosfato de zinco, apesar de algumas das suas excelentes qualidades, tais como reduzida película e resistência, apresentavam alto grau de dissolução no meio oral. A técnica de confecção era também complexa, consumia muito tempo e não era precisa.²⁰

O desenvolvimento de novos sistemas adesivos e de cimentos resinosos específicos para a cimentação de restaurações estéticas indiretas bem como o surgimento de novos materiais cerâmico e métodos de confecção mais precisos permitiu a utilização das

cerâmicas na região oclusal de dentes posteriores, sendo alternativas às restaurações de amálgama e as restaurações metálicas fundidas.²⁰

Na confecção de restaurações indiretas, atualmente a utilização de cimentos adesivos tornou-se imprescindível para a manutenção da estética e, devido às suas propriedades físicas e mecânicas, possibilitavam um melhor desempenho clínico aumentando a retenção da restauração e diminuindo a infiltração marginal e uma menor dissolução quando em contato com os fluidos orais.^{9,19}

Os agentes cimentantes evoluíram para cimentos resinosos os quais apresentam algumas nítidas vantagens em relação aos demais cimentos utilizados. Por serem resinosos, apresenta possibilidade de obtenção de um filme ideal que permite uma menor espessura do agente cimentante e a possibilidade de um melhor vedamento marginal.¹⁰

Os cimentos resinosos apresentam-se de duas formas: podem ser ativados quimicamente ou possuírem dupla ativação, física e química, os chamados cimentos duais. Os cimentos duplamente ativados, ativados fisicamente por meio de luz, necessitam de que uma certa intensidade de luz os plimerize para promover-se o endurecimento do cimento resinoso. Esta luz deve passar através da espessura da restauração indireta, seja um *inlay* ou *onlay*, e atingir a superfície do cimento.^{19,20}

Para a confecção da restauração indireta, há atualmente a disponibilidade de utilização de diversos tipos de materiais

restauradores indiretos estéticos. O emprego de porcelanas indiretas é consolidado em termos de aplicação clínica e oferece uma série de vantagens quanto à estética e resistência do material. Os cerômeros apresentam-se como alternativa estética para restaurações indiretas e também oferecem bons níveis de resultado estético, porém com resistência à abrasão inferior àquelas alcançadas pelas porcelanas.¹⁹

A composição destes materiais restauradora pode influenciar a passagem da luz emitida pelos aparelhos fotoativadores, impedindo que essa chegue com uma intensidade adequada à superfície do cimento resinoso.^{13,30,31}

Os aparelhos fotoativadores de luz halógena oferecem uma adequada ativação dos sistemas de resinas compostas fotoativadas o que resulta em um melhor desempenho de seu desempenho clínico.^{31, 38, 39, 42}

Embora alguns cimentos resinosos tenham o propósito de terem ativação tanto pelo processo químico como pela ativação, física, alguns cimentos realizam a ativação dupla, ou seja, tanto química como física e são denominados de cimentos resinosos “all purpose”. Para assim serem considerados, quatro critérios deveriam ser considerados: as margens do material fotoativado são equivalentes no grau de conversão àquele material de dupla ativação; a conversão do material de dupla ativação a 3 mm de profundidade é igual ou maior do que a do material fotoativado; a conversão do material auto polimerizável é equivalente àquela que o material ativado por luz alcança à profundidade de 3mm e o material de dupla ativação exposto à luz em

suas margens tem conversão similar nas porções mais profundas onde a luz não alcança.³³

A reação de polimerização das resinas fotoativadas ocorre pela ativação do seu componente fotossensível (Canforoquinona), o qual necessita de intensidade luminosa suficiente para mantê-lo em estado de excitação ou estado tríplice. Assim, somente quando a canforoquinona encontra-se em estado de excitação ou tríplice poderá reagir com o agente redutor (Amina - N), formando radicais livres, os quais iniciarão e promoverão uma polimerização adequada.^{7,12,46} Porém o processo de polimerização apenas ocorre em locais onde há a incidência de luz que apresente um comprimento de onda na faixa de 450 a 500nm. Segundo Fan et al.¹² (1987), o espectro de absorção desse fotoiniciador encontra-se no intervalo de 400 a 500nm, sendo que a região de comprimento de onda mais adequada é a que se situa entre 450 a 490nm e o comprimento de onda mais eficiente para a ativação da reação de polimerização situa-se no intervalo entre 468 a 470nm. Quando a canforoquinona é excitada, uma reação em cadeia se estabelece e o endurecimento do material ocorre, conferindo às resinas compostas suas características mecânicas desejáveis para suas aplicações clínicas, assim também funcionando para os cimentos resinosos fotoativados.^{1, 2, 12, 15, 26, 27, 31, 32, 35, 36, 37, 41, 45}

Um outro aspecto que deve ser considerado é a contração de polimerização dos materiais resinosos, uma fina espessura de cimento resultante do ato da cimentação possivelmente diminui o efeito da contração de polimerização do cimento resinoso, resultando em uma

melhor adaptação marginal, devido à redução da formação de fendas marginais através das quais ocorre o fenômeno da infiltração, que se traduz em sensibilidade pós-operatória, cárie secundária, manchamento e falha da restauração. Dessa forma, verifica-se uma forte influência das características dos cimentos na qualidade da adaptação marginal das restaurações.^{5, 7,10, 20, 34}

Atualmente, o desenvolvimento e técnicas de aparelhos de fotoativação têm contribuído para uma melhoria do processo de ativação das resinas compostas, incluindo-se aí os cimentos resinosos, dando uma possibilidade de melhoria de suas características clínicas e propriedades mecânicas. Como características ideais estes aparelhos diversos encontrados no mercado odontológico devem apresentar comprimento de onda e intensidade de luz adequada para promover uma correta polimerização dos cimentos resinosos, além de possuírem elementos constituintes como radiômetro e um regulador d voltagem, uma vez que alterações na voltagem podem alterar a intensidade de luz emitida pelos aparelhos.^{1, 2, 12,14, 15, 17, 18, 29}

A intensidade de luz tem sido relatada como fator fundamental da determinação do desempenho dos aparelhos fotoativadores. Os valores de intensidade de luz causam alterações no alcance de polimerização dos cimentos resinosos. Os radiômetros podem ser utilizados para verificar a intensidade de luz dos aparelhos fotoativadores, com o intuito de auxiliar o profissional da área odontológica na escolha e manutenção destes.^{9, 17}

Além da intensidade de luz, outros fatores podem interferir na eficiência da polimerização dos cimentos resinosos ativados por luz, e geralmente a polimerização insuficiente pode ser atribuída ao poder inadequado de penetração da luz que pode ser causado tanto por uma luz imprópria ou pela espessura da restauração indireta.^{15, 23, 26, 36, 37, 43}

Poucos trabalhos podem ser encontrados na literatura a respeito da polimerização de cimento resinoso através da espessura da restauração estética indireta, principalmente quando se fala da utilização de outros tipos de fonte de luz ativadora tais como o laser, arco de plasma e os LEDs, denominação de Diodos Emissores de Luz.^{6,16, 21, 23, 24, 28, 29, 40}

Estes aparelhos com base em Diodos, os chamados LEDs, emitem luz visível em um comprimento de onda ao redor de 470nm, com uma pequena variação neste comprimento de 20nm, sendo teoricamente mais eficiente na fotoativação de materiais resinosos fotoativados e apresentam algumas vantagens como a não indução de alteração térmica das estruturas dentais e do material restaurador, bem como uma maior seletividade da luz, menor consumo de energia.⁴³ Aspectos relacionados com a polimerização de resinas compostas já estão sendo bastante estudados, porém, como já mencionados, faltam detalhes a respeito do comportamento destes tipos de aparelho para a polimerização de cimentos resinas através das restaurações indiretas de porcelanas e resina composta.

REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com uma publicação do Dental Products Report ⁹ (1991) os aparelhos fotopolimerizadores, bem como seus componentes internos, apresentam degradação em decorrência do tempo de uso e com a exposição ao calor, comprometendo desta forma o seu desempenho. Esta degradação pode acarretar uma redução da intensidade de luz, a qual pode ser ocasionada pela disfunção de três componentes básicos do aparelho: o bulbo da lâmpada halógena, o filtro ótico selecionador do comprimento de onda e a fibra ótica. Estes componentes devem ser inspecionados pelo profissional a cada seis meses de utilização do aparelho. Diariamente devem ser realizados testes das unidades de luz pelo uso de radiômetros, os quais são instrumentos específicos utilizados para medir a intensidade de radiação eletromagnética sobre uma definida extensão de comprimento de onda. São instrumentos de fácil utilização e deveria, ser incorporados no arsenal clínico dos profissionais da Odontologia.

Darr & Jacobsen⁷ estudaram, em 1995, o grau de conversão dos cimentos de presa dupla. A investigação determinou o grau de conversão de agentes cimentantes resinoso quando ativados segundo as recomendações do fabricante. , com a fonte de luz apropriada e as condições onde a luz não era excluída e a presa se dava apenas por ativação química. Marcas de dureza foram usadas como determinação do grau de conversão. Houve um rápido aumento da dureza quando a luz foi imediatamente aplicada seguido por um aumento gradual na dureza as 24 horas seguintes. Os cimentos não irradiados exibiram um aumento gradual na dureza mesmo

após 24 horas, porém aos 30 min não era possível a verificação da dureza. Valores de dureza foram extrapolados para predizerem os valores de resistência flexural. Presa dupla foi mais eficiente do que a presa química somente. Os resultados sugerem que a presa dupla é balanceada entre altos níveis de conversão em todos os aspectos da restauração e estabilidade de cor devida à degradação da amina. Clinicamente pode haver áreas pobremente convertidas nas porções mais profundas de cavidades extensas.

Sabendo que a polimerização, bem como a longevidade de restaurações em resina composta, podem ser afetadas pela impossibilidade de se aplicar a ponta ativa de um aparelho fotopolimerizador em íntimo contato com a superfície da restauração, Rueggeberg e Jordan³⁹ (1993) analisaram a relação existente entre a distância da ponta ativa e os valores emitidos de intensidade de luz. Com a finalidade de determinar os valores de intensidade de luz, a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador (Demetron VCL 300) foi posicionada mediante diferentes distâncias sobre a célula fotossensível do radiômetro Curing Radiometer (Demetron Res. Corp.). Foram realizadas três leituras, com 20 segundos de duração, para cada uma das distâncias padronizadas (0 a 10 mm). Em seguida, um disco confeccionado com a resina composta P-50 na cor U foi polimerizado com o mesmo aparelho de luz, pelos tempos de 10, 20, 40 e 60 segundos com as mesmas distâncias previamente estabelecidas de: 0, 2, 4, 6, 8 e 10 mm entre a ponta ativa e o material. Este procedimento foi realizado com e sem a interposição de um disco de resina composta de 2 mm de espessura entre a ponta ativa e a resina não polimerizada. Os resultados da espectroscopia infravermelha indicaram que a polimerização da superfície da resina composta apresentou maior dependência do tempo de exposição à luz do que da intensidade de luz. Com a interposição de 2 mm de material polimerizado sobre a resina composta testada, tanto a intensidade de luz quanto o tempo de exposição,

mostraram-se significantes. Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que com os tempos de exposição à luz de 10, 20, 40 e 60 segundos, a polimerização na superfície da resina composta foi semelhante para todas as distâncias da ponta ativa. Entretanto, a polimerização sob 2 mm de material mostrou resultados semelhantes de polimerização apenas quando foi aplicada distância inferior a 6 mm, associada ao tempo de 60 segundos. A intensidade de luz medida através de 2 mm de resina composta foi reduzida em 65% quando a distância foi aumentada para 10 mm. Os autores ainda chamam a atenção para que, numa situação clínica, a distância entre a ponta ativa e a superfície da resina composta deverá ser mantida em torno de 4 a 5 mm.

Darr e Jacobsen⁸ estudaram, em 1995, o grau de conversão dos cimentos de presa dupla. A investigação determinou o grau de conversão de agentes cimentantes resinosos quando ativados segundo as recomendações do fabricante, com fonte de luz apropriada, condições onde a luz não era excluída e a presa se dava apenas por ativação química. Marcas de dureza foram utilizadas como forma de determinação de grau de conversão. Houve um rápido aumento de dureza quando a luz foi imediatamente aplicada, seguido por um aumento gradual na dureza nas 24 horas seguintes. Os cimentos não irradiados exibiram um aumento gradual na dureza mesmo após 24 horas, porém nos 30 primeiros minutos não havia sido possível determinar-se a dureza do material. Valores de dureza foram extrapolados para predizermos valores de resistência flexural. Presa dupla foi mais eficiente do que a presa química somente. Os resultados sugerem que a presa dupla é balanceada entre altos níveis de conversão em todos aspectos da restauração e estabilidade de cor devida à degradação da amina. Clinicamente pode haver áreas pobremente convertidas nas porções mais profundas de cavidades extensas.

A influência do tempo de exposição, bem como da intensidade de luz sobre a profundidade de polimerização da resina composta, foi investigada por Rueggeberg et al.³⁸ em 1994. De uma simulação de restauração em forma cilíndrica, foram obtidas pequenas camadas de resina composta, de forma que porções de resina composta fossem removidas da superfície mais próxima da fonte de luz e das profundidades de 1, 2 e 3 mm. As resinas compostas utilizadas para a confecção dos corpos-de-prova foram Silux Plus (cor U e G) e P-50 (cor U e G), sendo polimerizadas por uma unidade de luz adaptada em laboratório, contendo filtros de densidade neutra para reduzir a emissão da luz. Os valores de intensidade de luz foram padronizados em 800, 578, 400 e 233 mW/cm² e empregados pelos tempos de exposição de 20, 40, 60 e 80 segundos. O teste de espectroscopia infravermelha foi realizado nas diferentes profundidades da resina composta, 24 horas após o armazenamento dos corpos-de-prova, em recipientes à prova de luz. Os resultados mostraram que a conversão dos monômeros das resinas compostas analisadas, não foi afetada pela variação da intensidade de luz na superfície dos materiais, porém o tempo de exposição foi considerado um fator importante para o processo de polimerização. Na profundidade de 1 mm, a intensidade de luz, bem como o tempo de exposição, foram significativos para determinar o grau de conversão. Nas profundidades de 2 e 3 mm das resinas compostas, o tempo de exposição, a intensidade de luz e suas interações foram significativas. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que o tempo de exposição de 60 segundos deve ser recomendado para promover adequada polimerização, principalmente quando a intensidade de luz for considerada baixa. A técnica de inserção incremental deve ser empregada com incrementos nunca superiores a 2 mm de resina composta, apesar de 1 mm ser considerado ideal. Quando a intensidade de luz estiver abaixo de 233 mW/cm², uma nova lâmpada halógena deve ser utilizada. No que diz respeito, ao valor ideal de intensidade de luz, os autores recomendaram 400 mW/cm² para a polimerização de rotina das resinas

compostas.

Estudando os cimentos dual versus os de presa química, el-Badray e El-Mowfay¹⁰ em 1995, verificaram que os cimentos de presa dual tanto são polimerizados por presa química como são ativados por luz, porém alguns aspectos dos cimentos não são prontamente acessíveis à fonte de luz. O estudo investigou o grau de dureza do cimento alcançado através da presa química versus a pa presa dual e o efeito da espessura de cimento na sua dureza. Discos de 6 x 2,5 mm foram preparados de 7 marcas comerciais disponíveis no mercado. Oito amostras foram preparadas para cada cimento. 12 amostras foram polimerizadas por presa dupla através de espaçadores de resina compostas que variavam em espessura (1 a 6 mm), os outros foram polimerizados através de espaçadores de cerâmicas similares aos de resina composta. Foi tomada então a medida de dureza. Análises multivariadas de variância revelaram diferenças significativas na dureza dos cimentos quimicamente ativados em relação àqueles de presa dupla a um nível de significância de 5% para todos os cimentos. Diferenças significantes também foram encontradas nas amostras ativadas através dos espaçadores de cerâmica ou resina composta de 2 a 3mm de espessura ou mais versus àqueles ativados sem os espaçadores. Concluiu-se, então, que a presa química sozinha não foi suficiente para conseguir o máximo de dureza nos cimentos examinados. A dureza do cimento foi significativamente reduzida quando a espessura do *inlay* era de 2 a 3 mm ou mais

Com o objetivo de investigar a influência da intensidade de luz nas propriedades físicas de duas resinas compostas, fotoativadas pela técnica transdental, Vogel e Saltz⁴⁶ (1997), confeccionaram corpos-de-prova medindo 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro, utilizando-se uma resina composta de micropartículas (Heliomolar nas cores 140 e 510) e uma resina composta híbrida (Tetric nas cores 210

e 510), sendo fotoativadas através de fragmentos de esmalte e dentina com espessuras de 0,2 mm e 0,8 mm. Os autores utilizaram intensidades de luz que variaram de 100 a 1000 mW/cm². Os autores puderam observar que a transmitância da luz diminuiu levemente com o aumento da espessura de estrutura dental, porém, entre os corpos-de-prova fotoativados sem a interposição de estrutura dental e com a espessura mais fina (0,2 mm) de estrutura dental, a transmitância de luz decresceu significativamente. O mesmo efeito também foi observado com a profundidade de polimerização. A profundidade de polimerização através do esmalte foi mais alta do que através da dentina. Quando, as resinas compostas híbridas e de micropartículas foram comparadas a profundidade de polimerização obtida pela resina composta híbrida (Tetric) foi superior. Já a influência da intensidade de luz, e da cor da resina composta, foi mais significativa para a resina de micropartículas (Heliomolar). Baseados nos resultados, os autores puderam verificar a grande influência das espessuras de esmalte e dentina, do tipo e cor de resina composta e ainda dos valores de intensidade de luz, na profundidade de polimerização. Uma aceitável profundidade de polimerização trans-dental, independentemente da cor e da resina composta, somente foi obtida com uma alta intensidade de luz.

Com a intenção de analisar a irradiação emitida por cinco diferentes aparelhos fotopolimerizadores (Optilight-Gnatus, Ultralux-Dabi Atlante, XZL 1500-3M, Optilux 400-Demetron, Translux CL-Kulzer) sendo todos do tipo pistola, Vieira et al.⁴⁵ (1998) utilizaram o método composto por espectrofotômetro, monocromador e uma óptica adequada para analisar a transmitância dos filtros, as características da fonte de radiação de luz (lâmpada) e o desempenho das ponteiros. A partir dos resultados obtidos, os autores puderam concluir que: 1) os aparelhos analisados emitiram energia em uma faixa de comprimento de onda adequada para a fotopolimerização; 2) os filtros mostraram um comportamento semelhante, permitindo a passagem de energia

entre 350 nm a 530 nm; 3) todos os aparelhos começam a emitir energia, próximo de 350 nm com aumento progressivo até 470 nm e 4) a maior concentração de energia ocorre na faixa de 430 nm a 470 nm.

Com o objetivo de verificar a capacidade de polimerização, as características ópticas e o grau de conversão pela utilização de uma nova unidade de polimerização à base de diodo (LEDs), Fujibayashi et al.¹⁶ (1998) utilizaram uma única resina composta (Silux Plus) para realizar os testes. O comprimento de onda para o LED2 estava entre 430 a 550 nm, com pico em 466 nm. A emissão de luz do LED2 foi mais alta do que a lâmpada halógena e LED1. Com relação à profundidade de polimerização e grau de conversão, estes foram maiores quando a resina composta foi polimerizada pelo LED2 em comparação ao LED1 e lâmpada halógena. Pelos achados, os autores sugerem que a luz irradiada de um LED azul mostra-se eficiente na polimerização de resinas compostas, podendo ser utilizado como unidade de fotopolimerização.

Pereira³⁰, em 1999, analisou a relação da dureza superficial da resina composta em relação à intensidade de luz, cor, tempo de exposição à luz e profundidade da cavidade. 144 corpos-de-prova, utilizando-se uma resina composta (Charisma) nas cores A1 e C4, foram confeccionados, para tal, utilizou-se matrizes de teflon contendo uma cavidade com 7 mm de comprimento, 4 mm de largura e 3mm de profundidade que foram preenchidas com a resina composta. Uma unidade de aparelho fotopolimerizador (CU 100 R) foi conectada um transformador de voltagem variável para produzir alterações na emissão de intensidade de luz. Valores de intensidade de luz de 300, 350, 400, 425, 475, 500, 525, 600, 650 e 700 mW/cm² foram

determinados e monitorados por um radiômetro. Os tempos de exposição à luz de 40 e 60 segundos foram utilizados para efetuar a polimerização através da luz visível para cada uma das cores das resinas compostas e com as determinadas intensidades e luz. Três repetições foram realizadas para cada condição experimental. Depois de obtidas, as amostras foram cobertas com papel alumínio e armazenadas à temperatura de 37° C em recipiente a prova de luz durante 24 horas até que fosse realizado o teste de dureza Vickers em uma profundidade padronizada de 4mm. As médias de cada milímetro do material foram calculadas. A partir dos dados obtidos pode-se concluir que a dureza superficial da resina composta altera-se quando submetida à polimerização com diferente intensidade de luz, tempos de exposição à luz, cores e profundidades. Com relação à intensidade de luz, a dureza foi alterada pela sua variação entre 300 mW/cm² e 700 mW/cm² e as intensidades de 475, 500, e 550 mW/cm² promoveram valores de dureza Vickers estatisticamente iguais, bem como as intensidades de 600 e 650 mW/cm². Com relação ao tempo de exposição de 60 segundos, este promoveu maior dureza que o tempo de 40 segundos. A cor C4 proporcionou resultados superiores àqueles encontrados para cor A1. Os valores de dureza Vickers apresentaram-se reduzidos com o aumento da profundidade do material de 1 para 4mm. Porém, não foi possível determinar quando a dureza estabilizava-se entre os pontos de intensidade de luz de 300 até 700 mW/cm².

Para um estudo da intensidade de saída de luz e o potencial de profundidade de cura entre as unidades fotoativadoras de uso clínico, Pilo et al.,³² em 1999, investigaram a intensidade de luz de

130 aparelhos de fotoativação por luz visível de 107 consultórios odontológicos medindo-se esta intensidade através de radiômetros de cura e calor. Uma lista de 150 consultórios foi escolhida ao acaso para a seleção dos 130 aparelhos. Cada aparelho foi identificado quanto ao seu número de fabricação e o nome do fabricante. A intensidade de luz foi medida através de radiômetros (Demetron Research Corporation) para calor e cura, de acordo com as recomendações do fabricante. A saída de luz da unidade fotopolimerizadora foi medida três vezes para cada radiômetro e a média dos valores anotados. Devido a leituras análogas os valores foram interpolados de acordo com as medidas de intervalo de 25mW/cm^2 . De 130 fontes de luz, 50 foram selecionadas ao acaso para polimerizar cilindros de resina padronizados (Brilliant Esthetic Line, Enamel A2, Coltène). Depois de posicionadas na matriz, as resinas foram ativadas por luz de acordo com as recomendações do fabricante. Depois os corpos-de-prova foram estocados a temperatura de 37°C por 72 horas depois do endurecimento da resina. Medidas de dureza Knoop foram feitas no topo e na base dos corpos-de-prova para avaliar seu grau de polimerização. De acordo com os resultados obtidos os autores concluíram que de acordo com os fabricantes, uma fonte de luz é considerada inadequada para trabalho quando sua leitura do radiômetro registra valores abaixo de 200mW/cm^2 e o radiômetro de calor, abaixo de 50mW/cm^2 . Aplicando este critério ao presente estudo, 46% das fontes de luz requerem reparo ou troca. Grande correlação encontrada entre a dureza e a intensidade de luz verificou a utilidade do uso de radiômetro na predição da habilidade de polimerização das unidades de luz fotopolimerizadoras.

Machado, ²⁷ em 1999, estudou a microdureza das resinas compostas submetidas à exposição de luz de três aparelhos fotoativadores, capazes de emitir intensidades de luz de 700 a 800 mW/cm² (Curing Light 2500), entre 800 a 1000 mW/cm² (Kreativ Kuring Light) e com mais de 1000 mW/cm² (Apollo 95 E). Foi utilizada uma resina de uma única cor (Charisma, cor A30) e as amostras foram preparadas em uma matriz de 2 mm de profundidade, 4mm de diâmetro e 5mm de altura. Tempos de 40, 10 e 1, 2 e 3 segundos foram utilizados para os aparelhos acima citados, respectivamente. Concluiu-se que todos os aparelhos testados apresentaram diferenças na dureza Vickers, independente da profundidade da resina composta e quanto maior as profundidades da camada de resina menores são os valores de dureza Vickers. O aparelho que utilizou tempo de 40 segundo apresentou os melhores resultados em relação à dureza da resina

Kurachi et al.²³ (1999) realizaram um estudo com o objetivo de estabelecer os parâmetros de trabalho do laser de argônio sem provocar danos térmicos ao tecido pulpar para aplicações clínicas. Para isto, os autores utilizaram dentes pré-molares e molares, onde cavidades classe V foram preparadas e irradiadas com laser de argônio a diferentes níveis de força, fixando-se na área exposta para todos os casos. Duas situações foram analisadas, sendo uma em cavidades abertas e outra em cavidades restauradas. Termistors de alta precisão foram colocados em quatro diferentes posições, sendo uma delas no interior da câmara pulpar. A evolução da temperatura foi continuamente monitorada pela interposição de um computador durante toda à exposição ao laser. Os autores criaram um diagrama chamado de PTT (power-time-temperature) onde zonas de aumento de temperatura, pela irradiação com o laser de argônio, permitem a verificação de qual condição é segura para a sua

aplicação clínica.

Em 1999, El-Mowafy et al.¹¹, investigaram o grau de dureza alcançado por cimentos resinosos auto e fotoativados. Além do mais, estudaram o efeito da espessura da cerâmica na dureza. Amostras de 6 x 2,5 mm de diâmetro foram preparadas de 8 cimentos: Adherence, Choice, Duolink, Enforce, Luter-it, nexus, Resinomer e Variolink. 8 amostras foram preparadas para cada material, metade fora auto polimerizada e o remanescente por dupla ativação. Medidas de dureza Knoop foram então tomadas 1 hora, 1 dia e após 1 semana. 12 amostras foram preparadas nas mesmas dimensões para cada cimento e foram ativadas através de uma pastilha de cerâmica que variava de 1 a 6 mm. Medidas de dureza foram registradas. ANOVA mostrou diferença significativa na dureza dos cimentos auto e de presa dupla para todos os cimentos. Diferenças foram também encontradas na dureza das amostras dual através da cerâmica de 2-3mm ou mais comparadas àquelas sem os espaçadores. Concluiu-se que para alguns materiais auto polimerizáveis somente não foi alcançada dureza suficiente e a dureza do cimento foi significativamente reduzida com a utilização de espaçadores.

Fleming e Mailet¹³ (1999) relacionaram em seu trabalho as vantagens e desvantagens da utilização do laser de argônio para iniciar a reação de polimerização das resinas compostas, bem como suas implicações clínicas. Segundo os autores, o laser de argônio é uma unidade promissora. O comprimento de onda emitido pela luz laser é ótimo para iniciar a reação de polimerização das resinas compostas. Porém, a literatura relaciona uma série de divergências de opinião sobre muitos aspectos da efetividade de cura pelo laser, quando comparado com a fonte de luz convencional. Pesquisas indicam que o laser de argônio oferece uma maior profundidade e grau de polimerização, menor tempo de exposição requerido e

aumento das propriedades físicas das resinas compostas polimerizadas. Estas vantagens são em compensação pelos relatos que uma polimerização aumentada, provocada pela utilização do laser, resulta em contração aumentada, fragilidade e infiltração marginal. Os autores alertam para que os profissionais que se interessem por esta nova tecnologia, necessitam realizar estudos monitorados.

Daronch et al.⁷ (2000), compararam a microdureza Vickers de espécimes de resina composta fotoativados com uma lâmpada halógena (Optilux 500, Demetron) com intensidade de luz da ordem de 600 mW/cm² e 40 segundos de exposição; uma lâmpada de xenônio-halógena (Kuring Light, Kreative) com intensidades de luz de 1200 mW/cm² durante 10 segundos (boost) e 350 a 1000 mW/cm² durante 15 segundos e laser de argônio com intensidade de luz da ordem de 600 mW/cm² durante 10 segundos. Foram confeccionados blocos com a resina composta Z-100 (3M) na cor A₃ com as seguintes dimensões: 5x4x4 mm, sendo construídos pelas duas técnicas de inserção, incremental e em incremento único. A microdureza foi determinada na superfície (0 mm) e nas profundidades de 1, 2, 3, 4 e 5 mm. A análise dos resultados mostrou que a técnica de inserção incremental, apresentou os valores mais altos de microdureza. A profundidade também foi um fator significativo, principalmente quando se utilizou a técnica de inserção em incremento único. No que diz respeito, às unidades de luz utilizadas, os resultados mostraram-se similares, com exceção entre o laser e a lâmpada xenônio-halógena modo "ramp". Com base nestes achados, os autores puderam concluir que: 1) técnica incremental deve ser utilizada, devidos aos baixos valores obtidos acima de 2 mm com a técnica em incremento único; na técnica incremental, a distância entre a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador e a resina composta, pode ser responsável pelos valores mais baixos em profundidades maiores e 3) a vantagem da utilização da lâmpada xenônio-halógena e do laser está relacionada ao curto tempo de exposição utilizado.

Hofmann et al.¹⁸, em 2000, compararam o módulo de resistência flexural de resinas compostas ativadas por lâmpada halógena com aquelas ativadas por arco de plasma. Luz ativadora do arco de plasma Apollo 95 E (DMDS) foi comparada à luz convencional com diferentes intensidades de irradiação (Vivalux, Vivadent, 250 mw/cm²; Spectrum, Detrey, 550 mW/cm²; Translux, Kulzer, 950 mW/cm²). Para este propósito, resinas foram ativadas usando os referidos aparelhos fotoativadores, testadas a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a dureza do material (Vickers, Knoop) 24 horas após a ativação. Para os compósitos híbridos contendo a canforoquinona, com fotoiniciador (Herculite XRV, Kerr; Z100, 3 M), resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza da superfície, após a ativação com o arco de plasma com 2 ciclos de 3 s não foi significativamente menor do que se usando ativação com alta energia (Translux CL) ou energia média convencional). Porém, a ativação com apenas um ciclo de 3s falhou no sentido de produzir propriedades mecânicas adequadas. Resultados similares foram encontrados na dureza de superfície dos compósitos microparticulados, enquanto que resistência flexural e módulo de elasticidade depois da ativação com o arco de plasma apenas alcançou nos níveis de fraqueza dos aparelhos de luz convencionais(Vivalux). Para os compostos híbridos contendo tanto CQ como iniciadores, absorvendo ondas de luz de baixo comprimento (370-450 nm) (Solitaire, Definite,), a cura por plasma produziu propriedades mecânicas inferiores àquelas com aparelhos convencionais. Somente a resistência flexural e da Solitaire e a dureza da Definite alcançaram níveis não significantes menores daqueles observados para aparelhos de luz convencionais. A adequação da utilização do plasma para a ativação das resinas compostas depende do iniciador que as contêm.

Em 2000, Prisloo e Van der Vyer,³⁴ avaliaram o grau de contração de polimerização dos cimentos resinosos. O grau de contração de polimerização dos

cimentos resinosos tem papel fundamental na determinação das propriedades mecânicas do material. Este estudo foi realizado para determinar o grau de contração de polimerização dos cimentos adesivos, viz. 3M Opal cement (3M), Enforce (E, Caulk, Dentsplay) e C Epsilon tB-Metabond CB, Parkell). Espectros de ambos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis cimentos foram obtidos em diferentes intervalos de tempo de 3 min depois da espatulação do cimento até 24 horas. Usando um dilor Roman Confocal Microprobe. A CP das diferentes amostras foram calculadas do espectro e análise estatística (ANOVA) realizadas. Houve uma diferença estatística significativa entre 3M e E nos dois modos de ativação examinados. Os espécimes fotoativados obtiveram um grau maior de polimerização. CB obteve um grau de polimerização maior do que 3M e E a 24 horas.

Em 2001, Caughman et al.⁴, avaliaram o potencial de presa de cimentos resinosos dual, simulando situações clínicas. Pouco se sabe a respeito da capacidade de dupla polimerização dos cimentos resinosos quando são utilizados em várias situações clínicas. . o estudo foi conduzido para determinar se qualquer de 6 marcas comerciais de dupla polimerização poderiam ser classificadas como cimentos de multi propósito. Os valores de conversão química de 6 marcas comerciais disponíveis no mercado foram determinadas com espectroscopia em 5 relevantes cenários clínicos. Os cenários incluíam: usar cada cimento em dupla polimerização (misturando-se 2 pastas), polimerização por luz através de uma tira matriz Milar, a qual serviu de controle, polimerização através de uma lâmina de porcelana com 3 mm de espessura, com exposição e sem exposição à luz. Os produtos monocomponentes polimerizados por luz foram também testados como se segue: expostos diretamente através da matriz Mylar ou expostos

através de uma lâmina de 3 mm de porcelana. Como resultado encontrou-se que para cada produto, o tratamento com a fita matriz Mylar encampou os maiores resultados de valores de conversão em todas as situações (controle para cada produto). Para todos os produtos, o cimento dual de 3mm foi de 97% do controle e equivalente ao controle, com a exceção do Luti it! Dual sem conversão por luz apresentou valores menores do que o controle, mas menos de 87% do controle para todos os produtos, com exceção do de VarilinkII(67% do controle). Para todos os produtos com exceção Choice e Variolink, a conversão foi no mínimo igual à valores dos ativados por luz através da fita Mylar. Somente 1 produto (Variolink II) não demonstrou aumento nos valores de conversão para a ativação e quando não ativados por luz através da fita Mylar. Para a maioria dos outros produtos (Calibra, Insure, e Lute It!), conversão para luz através de 3mm foi significativamente menor que para a exposição direta da luz. Conversão em valores para Nexus, Choice e Variolink II foram equivalentes entre a exposição direta e a interposta por uma lâmina de três mm de cerâmica. Como conclusão, a escolha de um cimento de dupla ativação deveria ser baseada no seu pretendido uso, pois nem todos os produtos polimerizam equivalentemente e adequadamente em qualquer situação clínica. Embora nenhum cimento se enquadre no critério de “al purpose”, estes testados não produziram uma média de resultados desejados.

Com a proposta de investigar a influência de três unidades de luz halógena (KM-100R, KM-200R e Kuring Light), diferentes tempos de exposição (10, 40 e 60 segundos), duas cores de resina composta (A 2 e C 2) e quatro profundidades do material (1, 2, 3 e 4 mm) na dureza superficial de uma resina composta híbrida

fotopolimerizável, Pereira et al.³¹ (2001) confeccionaram corpos-de-prova em resina composta (Charisma) utilizando uma matriz de poliacetato, que continha uma cavidade com 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura. Para o procedimento de polimerização, foram utilizados os seguintes aparelhos e os respectivos tempos de exposição, para ambas as cores da resina composta: KM-100R por 40 e 60 segundos (700 mW/cm²); KM-200R por 40 e 60 segundos (0 a 450 mW/cm² 5 seg. e 450 a 600 mW/cm²) e KURING LIGHT por 10 segundos (normal - 800 mW/cm², boost- 920 mW/cm² e ramp 0- 700 mW/cm²). Todos os valores de intensidade de luz foram medidos pelo radiômetro CURE RITE (Modelo 800- EFOS). O teste de dureza *Vickers* foi realizado 24 horas após a polimerização dos corpos-de-prova. Pelos resultados obtidos, os autores deste trabalho puderam verificar que: 1) os maiores valores de dureza *Vickers* foram obtidos pelos aparelhos KM-100R e KM-200R no tempo de exposição de 60 segundos e a menor dureza foi obtida pelo aparelho KURING LIGHT quando o sistema *ramp*, em 10 segundos, foi utilizado; 2) a cor C4 promoveu resultados superiores de dureza *Vickers*, quando comparada à cor A2; 3) a dureza da resina composta foi influenciada pela profundidade, uma vez que o primeiro e o segundo milímetros apresentaram melhores resultados quando comparados ao terceiro e quarto milímetros e 4) o tempo de exposição à luz de 10 segundos não demonstrou ser suficiente para garantir a completa polimerização do material.

Em 2002, Braga et al.³ estudaram as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos em diferentes modos de ativação. Os cimentos têm sido estudados em termos de dureza ou grau de conversão alcançado em diferentes modos de presa. Porém, pouco se enfatizou em relação na influência nos métodos de ativação sobre outras propriedades mecânicas. Neste estudo investiga-se a resistência flexural, o módulo flexural e a dureza de 4 cimentos resinosos. Os materiais testados foram:

Enforce e Varilink II (foto e auto ativado), Rely-X ARC (foto e auto ativado) e C & B (auto ativado). Amostras foram fraturadas usando-se uma ponta de três curvaturas para testes. Cargas antes da falha correspondiam ao deslocamento específico foram utilizadas para a determinação do módulo flexural. Medidas de dureza Knoop foram obtidas a partir dos fragmentos das amostras. Testes foram realizados 24 horas após a estocagem das amostras a 37 graus. Rely X mostrou maior resistência flexural do que os outros cimentos. Rely X e Variolink II dependem da fotoativação para obtenção de altos valores de dureza. Enforce exibiu valores de dureza tanto no modo auto como no fotoativado. Nenhuma correlação foi encontrada entre resistência flexural e dureza, indicando que outros fatores como o grau de conversão (no caso, tipo de carga e tipo de monômero) afeta a resistência flexural dos compósitos. Nenhuma diferença estatística foi encontrada no módulo flexural entre os grupos.

Com o objetivo de avaliar a influência da distância de uma fonte de luz emitida por uma lâmpada Halógena, Alencar Júnior¹, em 2002. Foram utilizadas duas marcas comerciais de resina composta, Z250 de partículas pequenas e uma resina de micropartícula, A110, ambas da 3M do Brasil Ltda. O aparelho de ativação da resina composta foi K&M 220- R, cuja intensidade de luz possui um pulso que variava após os 5 primeiros segundos assim alcançando sua intensidade máxima que foi medida em 720 mW/cm². Para a determinação da intensidade de luz emitida pelo aparelho fotoativador, utilizou-se um radiômetro (Medidor de irradiância 150- CMC , São Carlos – SP). Corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se matrizes metálicas que possuíam um orifício central de 4 mm de diâmetro por 2 mm de espessura. As resinas foram inseridas no orifício da matriz metálica, em um único incremento, por meio de uma espátula metálica e sobre elas foi sobreposta uma tira matriz transparente de poliéster e, após isto, um peso de 1 Kg foi posto em cima da tira para que houvesse uma melhor condensação da resina composta evitando a presença

de bolhas de ar, no interior do corpo-de-prova. A fonte de luz halógena foi fixada em uma mesa de maneira que a saída da ponta de luz ficasse paralela à superfície do corpo-de-prova. Para provocar o distanciamento da fonte de luz, anéis metálicos confeccionados em latão, com espessuras que variavam de 2 mm, 4 mm e 8 mm foram utilizados, os quais, depois de posicionados, eram removidos para não interferirem na dispersão da luz. As distâncias imprimidas a fonte de luz na superfície da resina foram de 0mm(tocando a superfície), 2 mm, 4 mm e 8 mm. Para cada uma destas distâncias, a intensidade de luz foi medida. Esta variou de intensidade de 720 mW/cm² para a ponta tocando a superfície do corpo-de-prova, 650 mW/cm² para a distância de 2 mm, 600 mW/cm² para 4mm e 400 mW/cm² para 8mm de distância. Os corpos-de-prova foram removidos da matriz metálica e armazenados em recipientes à prova de luz, em temperatura que variava de 32 a 37 °C. As medidas de dureza foram realizadas após 24 horas da confecção dos corpos-de-prova. Ensaios de dureza, com ponta de diamante, Vickers, foram aplicados, utilizando-se um microdurômetro digital MHT-110 MICROHARDNESS TESTER, Anton Paar, Paar Physica, acoplado a um microscópio ótico com a imagem exibida na tela de um aparelho de televisão. As superfícies foram divididas em três partes e duas edentações foram realizadas para cada uma delas. A carga utilizada foi de 50N durante trinta segundos. A obtenção dos dados era feita automaticamente pelo aparelho de leitura do microdurômetro. A partir dos dados obtidos através da metodologia aplicada pode-se concluir que: A intensidade de luz aplicada sobre a resina composta influencia na sua dureza superficial. À medida que a fonte de luz é distanciada da resina composta ocorre uma diminuição da intensidade de luz detectada por radiômetros. Os aparelhos fotoativadores K&M -200, a distância de 8 mm, ainda fornece intensidade de luz suficiente para uma obtenção de dureza aceitável nas resinas compostas avaliadas, a um tempo de exposição de 40 segundos porém as resinas compostas de micropartículas sofrem mais com a diminuição da intensidade de luz. Quando se

aumenta a distância entre a ponta de luz e a superfície da resina, a dureza superficial da resina Z250 não sofre diminuição estatisticamente significativa enquanto que na sua base ocorre uma diminuição para todas as distâncias, com exceção nas distâncias de 2 mm e 4 mm a dureza da base dos corpos-de-prova mantiveram-se estatisticamente iguais. Para a resina A110, ocorreu uma diminuição na dureza de ambas as superfícies do topo e da base dos corpos-de-prova, porém estas se mantiveram iguais nas distâncias de 2 mm e 4 mm, tanto no topo como na base. A diminuição da intensidade da luz provoca pouca alteração na superfície da resina exposta à luz, porém quanto maior a diminuição da intensidade menor a dureza. Quando se aumenta a distância entre a ponta de luz e a superfície da resina, a dureza superficial da resina Z250 não sofre diminuição estatisticamente significativa enquanto que na sua base ocorre uma diminuição para todas as distâncias, com exceção nas distâncias de 2 mm e 4 mm a dureza da base dos corpos-de-prova mantiveram-se estatisticamente iguais. Para a resina A110, ocorreu uma diminuição na dureza de ambas as superfícies do topo e da base dos corpos-de-prova, porém estas se mantiveram iguais nas distâncias de 2 mm e 4 mm, tanto no topo como na base. A diminuição da intensidade da luz provoca pouca alteração na superfície da resina exposta à luz, porém quanto maior a diminuição da intensidade menor a dureza nas camadas mais profundas da resina composta.

Em 2002, Koishi et al. ²², estudaram a influência da luz visível na estabilidade de cor dos cimentos resinosos de dupla ativação. Usando 6 cimentos resinosos, Bistitell Clearparl DC, Dicor LAC, G-Gera Cosmotech, Lute-It e Variolink, foram preparados discos seguindo os métodos de polimerização de cada tipo de cimento de dupla ativação e de ativação por luz visível. 5 amostras foram produzidas para cada grupo e imersos em água destilada por 24 horas a temperatura de 37⁰ C. Durante esse tempo, a cor das amostras foi medida por um colorímetro. As cores

caracterizadas na Comissão Internacional de Especificações 1, a e b foram determinadas após 24 horas e depois por 1, 2, 3, 4, 8, 12, 16 e 24 semanas. Após as 24 semanas os cimentos de dupla ativação apresentaram os melhores resultados para estabilidade de cor.

Kumbuluglu et al.²³ (2004) estudaram a microdureza de superfície e as forças flexural e compressiva de cinco cimentos luting . comparou o grau de conversão de duplo e autopolimerizada formulários de quatro cimentos luting resina-baseados. : Quatro cimentos-Panavia resinosos F, Variolink 2, RelyX Unicem Aplicap, e RelyX Arco-e um cimento da resina (Durelon, grupo de controle) foram usados na dobra do três-ponto, na compressão, e na dureza de Vickers testes depois do armazenamento da água para 1 semana. Os cimentos compostos da resina foram investigados adicionalmente com dual e técnica do autopolimerização sob o espectroscopio infravermelho transformado Fourier. As diferenças foram analisadas usando ANOVA de sentido único. Como resultado verificou-se que forças flexural as mais elevadas foram obtidas com Variolink 2 (90 MPa, SD 22), visto que o mais baixos foram observados com Durelon (28 MPa, SD 4). RelyX Unicem mostrou os valores os mais elevados da dureza (44 alta tensão, SD 5), visto que Variolink 2 deu o mais baixo (32 alta tensão, SD 6). As forças compressiva as mais elevadas foram obtidas com RelyX Unicem (145 MPa, SD 32), visto que o mais baixos foram observados com Durelon (41 MPa, SD 17). Para dual e autopolymerized grupos, ARCO de RelyX mostrou que os graus os mais elevados de conversão (81% e 61%, respectivamente) e de RelyX Unicem tiveram o mais baixo (56% e 26%, respectivamente). Concluiu-se que cimentos resinosos de

caracterizações químicas similares diferiram em suas propriedades físicas, e o método da polimerização influenciou no seu grau de conversão.

Proposição

O propósito deste estudo é avaliar a microdureza de um cimento resinoso, ao tempo de 40 segundos de exposição, em função de:

- 1- Influência de dois tipos de aparelhos fotoativadores: dois LED e uma fonte de luz visível de uma lâmpada halógena.
- 2- Dois materiais para interposição entre a luz e o agente cimentante

Material e método

1 Cimento resinoso

Durante a realização do trabalho foi utilizada uma marca de cimento resinoso, Rely Ex, da 3M do Brasil.

Quadro 1. Características do cimento resinoso

material	Carga orgânica	Carga inorgânica	cor	fabricante
Rely Ex	BisGMA	silica	U	3M

2 Aparelhos fotoativadores

Para a ativação da resina composta foram utilizados três aparelhos fotoativadores.

- Aparelho KM-200R K & M IND. COM. EQUIP. LTDA.(Figura 1), São Carlos
- GG Dent. (Figura 2), Campinas
- Uraled (Figura 3), Ribeirão Preto.

Os dados técnicos das unidades ativadoras estão apresentados no Quadro 2.

Quadro2- características dos aparelhos fotoativadores

Tensão de operação	Intensidade de Potência	Intensidade de luz	Comprimento de onda	Tempo utilizado
110V	440mW	800mW/cm ²	470-480nm	40s
110V	170mW	174mW/cm ²	475 nm	40s
110V	100mW	104mW/cm ²	475nm	40s



FIGURA 1- Aparelho KM 200 R.

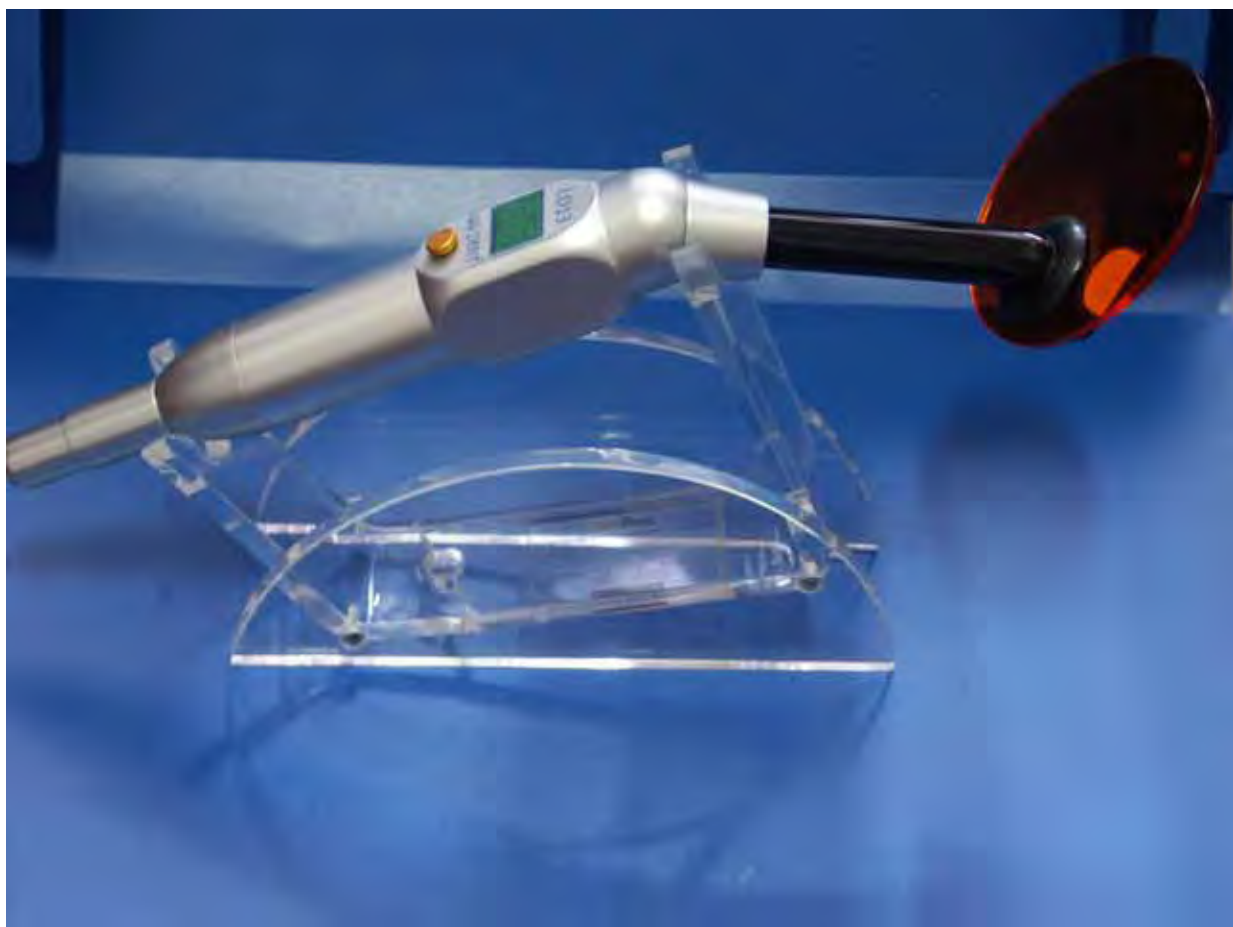


FIGURA 2- Aparelho GG DENT.



FIGURA 3- ULTRALED.

3 Obtenção dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se matrizes metálicas com 2mm de espessura e 16mm de diâmetro, com o orifício central medindo 8mm de diâmetro (Figura 4), coincidindo com o diâmetro da ponta dos aparelhos de luz. Como espaçadores foram utilizados anéis metálicos com 2 mm e 4mm de altura confeccionados de cerâmica e cerômero, na tentativa de se reproduzir as espessuras médias das restaurações indiretas realizadas clinicamente. Foram realizados quatro corpos-de-prova para cada grupo, com os três aparelhos fotoativadores e para cada grupo do material intermediário. A inserção da resina no orifício central da matriz foi realizada em uma única porção, utilizando-se de uma seringa Centrix. Após a inserção do cimento, obteve-se um pequeno excesso do material. Sobre o cimento a foi colocada uma tira de poliéster e posicionado peso de um quilo para a homogeneização e planificação da superfície. Após a remoção do peso, foi executada a ativação do cimento resinoso com a ponta dos aparelhos de luz (Figuras 1, 2, 3) utilizados no experimento, posicionado diretamente sobre as pastilhas de cerâmica (Inceram, Ivoclar) e cerômero (Solidex), (Figura 5). Obtiveram-se assim os corpos de prova (Figura 6) Os corpos-de-prova foram removidos da matriz metálica, acondicionados em recipientes à prova de luz e mantidos a temperatura de 37° C durante 24 horas. As superfícies do topo e da base do corpo-de-prova foram polidas com lixas d'água em graus

descendentes (800, 600 e 320 norton) de abrasividade e submetidas ao teste de microdureza² (Figura 7).

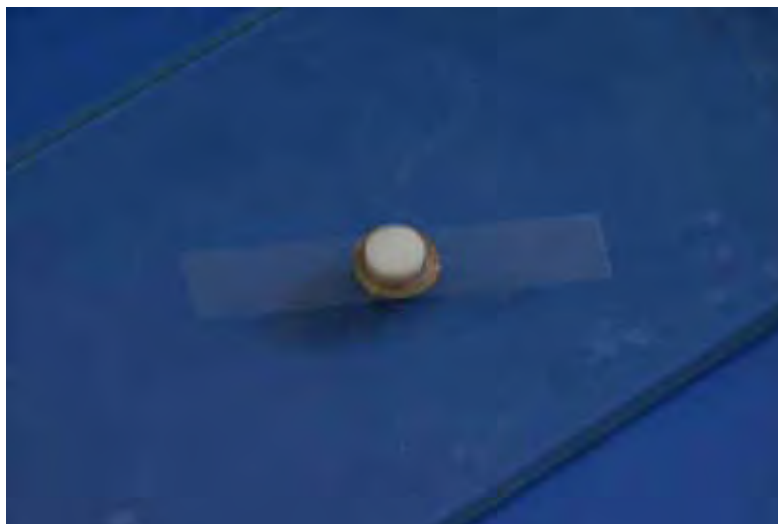


FIGURA 4- Posicionamento da pastilha.



FIGURA 5- Polimerização através da pastilha.



FIGURA 6- Obtenção do corpo-de-prova.



FIGURA 7- Microdurômetro com leitor.

4 Avaliação da microdureza

Para a determinação da microdureza, foi utilizado o aparelho Microdurômetro Digital MHT-110 MICROHARDNESS TESTER, Anton Paar-Paar Physica, Graz, Áustria, do Instituto de Química de Araraquara (UNESP), com carga de 50N durante 30 segundos, acoplado a um microscópio ótico. As superfícies da base e do topo dos corpos-de-prova foram divididas em quadrantes, e 5 indentações foram distribuídas. As leituras foram realizadas em microscópio ótico Carl Zeiss, Germany, com aumento de 20X.



FIGURA 8- Visor do microdurômetro.

5 Obtenção das medidas de dureza

O teste de dureza foi utilizado para avaliar a capacidade de polimerização das resinas compostas.

Após 24 horas, os corpos-de-prova eram coletados de seus respectivos frascos a prova de luz, e colocados em uma placa metálica com cera, para fixação dos mesmos e posterior avaliação no microdurômetro.^{1, 2}

Os corpos-de-prova foram avaliados quanto à sua dureza tanto na superfície da base como no topo das amostras. As superfícies foram divididas em quadrantes sendo marcadas com uma lâmina de bisturi número 11, com uma linha sendo traçada no sentido horizontal e outra no sentido vertical do corpo-de-prova.

Utilizou-se uma carga de 50N por 30 segundos e um slope padronizado para a máquina de 99. A ponta de diamante Vickers apresenta-se com base quadrada e possuindo uma forma piramidal.¹

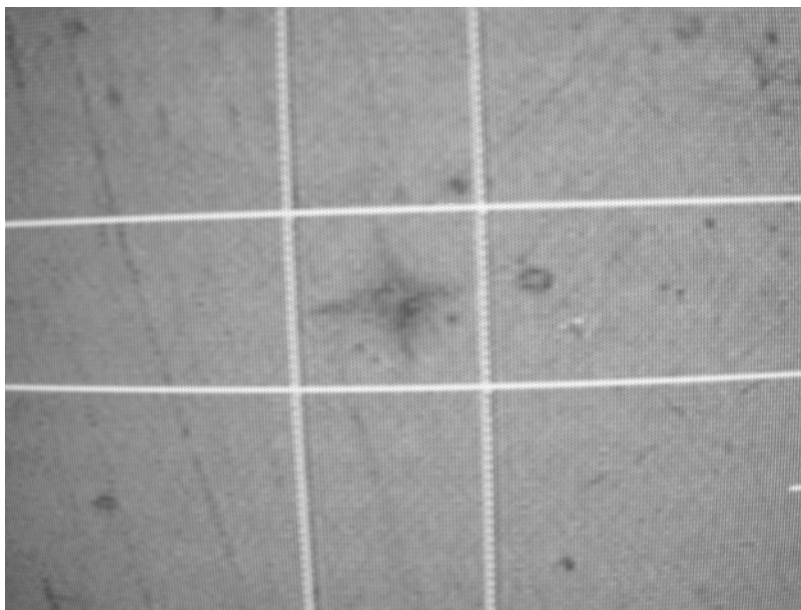


FIGURA 9- Edentação na amostra.

6 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

Os resultados obtidos dos valores de dureza das amostras foram submetidos a análise estatística para verificação da significância dos dados. Foram aplicados análise de variância e teste Tukey HSD, ao nível de significância 5%.

RESULTADO

Os valores de dureza obtidos nas superfícies do topo e da base das amostras foram distribuídos em análise de acordo com os seguintes grupos:

a) Topo - análise estatística da dureza de topo segundo Aparelho, pastilha e espessura da pastilha, analisando as interações entre os três fatores, totalizando 12 grupos;

b) Base - análise estatística da dureza de base segundo Aparelho, Pastilha e Espessura da pastilha, analisando as interações entre os três fatores, totalizando 12 grupos;

c) Topocontrole - análise estatística da dureza de topo segundo Aparelho, Pastilha e Espessura da pastilha (para os 12 grupos anteriores), comparando-os com os três grupos controle;

d) Basecontrole - análise estatística da dureza de base segundo Aparelho, Pastilha e Espessura da pastilha (para os 12 grupos anteriores), comparando-os com os três grupos controle. Inicialmente geraram-se as estatísticas descritivas para a variável dureza de topo ou dureza de base para cada uma das quatro análises. Em seguida foi aplicada a análise de variância seguida pelo teste de Tukey HSD, para identificar quais tratamentos diferiam entre si.

O sumário das análises de variância está expostos nas tabelas que se seguem.

As análises de dureza em relação à superfície de topo das amostras são mostradas nas Tabelas 1, 2, 3 e 4.

Tabela 1 - Variável dureza de topo segundo aparelhos

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO APARELHOS							
Aparelhos	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	80	7,70	24,70	17,16	18,25	5,21	30,35
ULTRALED	80	6,90	22,90	14,27	12,95	6,35	44,51
KM200R	80	20,50	36,90	28,82	29,45	6,81	23,64

Tabela 2 - Dureza de topo correlacionando aparelhos e pastilhas

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO APARELHOS E PASTILHAS								
Aparelhos	Pastilhas	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	Cerômero	4C	15,80	21,30	18,55	18,25	1,56	8,42
	Porcelana	4C	7,70	24,70	15,78	16,50	6,97	44,18
ULTRALED	Cerômero	4C	6,90	22,00	13,53	12,90	5,80	42,85
	Porcelana	4C	7,60	22,90	15,01	14,95	6,86	45,68
KM200R	Cerômero	4C	20,50	36,90	28,56	28,75	7,01	24,56
	Porcelana	4C	21,60	36,60	29,09	29,50	6,69	22,99

Tabela 3 - Dureza da superfície de topo segundo aparelho e pastilha

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO APARELHOS E ESPESSURA DA PASTILHA								
Aparelhos	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	2 mm	40	17,50	24,70	21,02	21,45	1,83	8,70
	4 mm	40	7,70	21,30	13,31	13,55	4,60	34,54
ULTRALED	2 mm	40	17,00	22,90	20,47	21,05	1,64	8,03
	4 mm	40	6,90	8,90	8,07	8,00	0,45	5,56
KM200R	2 mm	40	34,30	36,90	35,55	35,55	0,69	1,94
	4 mm	40	20,50	24,60	22,10	21,90	0,96	4,36

Tabela 4 - Dureza da superfície de topo segundo aparelhos, pastilhas e espessura da pastilha

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO APARELHOS, PASTILHAS E ESPESSURA DA PASTILHA									
Aparelhos	Pastilhas	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	Cerômero	2 mm	20	17,50	21,20	19,43	19,30	1,03	5,29
		4 mm	20	15,80	21,30	17,67	17,20	1,52	8,62
	Porcelana	2 mm	20	21,70	24,70	22,61	22,40	0,70	3,09
		4 mm	20	7,70	11,30	8,95	8,60	1,00	11,23
ULTRALED	Cerômero	2 mm	20	17,00	22,00	19,18	19,15	1,31	6,82
		4 mm	20	6,90	8,80	7,89	7,80	0,43	5,46
	Porcelana	2 mm	20	21,00	22,90	21,76	21,75	0,56	2,58
		4 mm	20	7,60	8,90	8,26	8,30	0,39	4,77
KM200R	Cerômero	2 mm	20	34,30	36,90	35,44	35,50	0,74	2,09
		4 mm	20	20,50	23,20	21,68	21,50	0,85	3,93
	Porcelana	2 mm	20	34,40	36,60	35,65	35,65	0,63	1,77
		4 mm	20	21,60	24,60	22,53	22,45	0,89	3,96

Tabela 5 - Análise de variância a três critérios de classificação modelo fatorial completo

Variável Dependente: Dureza de Topo					
Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	Sig.
TIPOAP	9500,011083	2	4750,005542	5873,7459	0,00000
TIPOPAST	3,850666667	1	3,850666667	4,7616444	0,03012
ESPPAST	7504,016667	1	7504,016667	9279,2917	0,00000
TIPOAP * TIPOPAST	198,9385833	2	99,46929167	123,0014	0,00000
TIPOAP * ESPPAST	372,8415833	2	186,4207917	230,5236	0,00000
TIPOPAST * ESPPAST	302,4015	1	302,4015	373,94263	0,00000
TIPOAP * TIPOPAST * ESPPAST	432,25975	2	216,129875	267,26115	0,00000
Erro	184,38	228	0,808684211		
Total	18498,69983	239			

Os resultados obtidos demonstram diferenças estatisticamente diferentes entre os valores médios da dureza de topo segundo tipo de aparelho, tipo de pastilha, espessura da pastilha, existindo interação entre todos os fatores a um nível de probabilidade $p < 0,05$.

A Figura a seguir demonstra a interação entre os aparelhos e as espessuras as pastilhas.

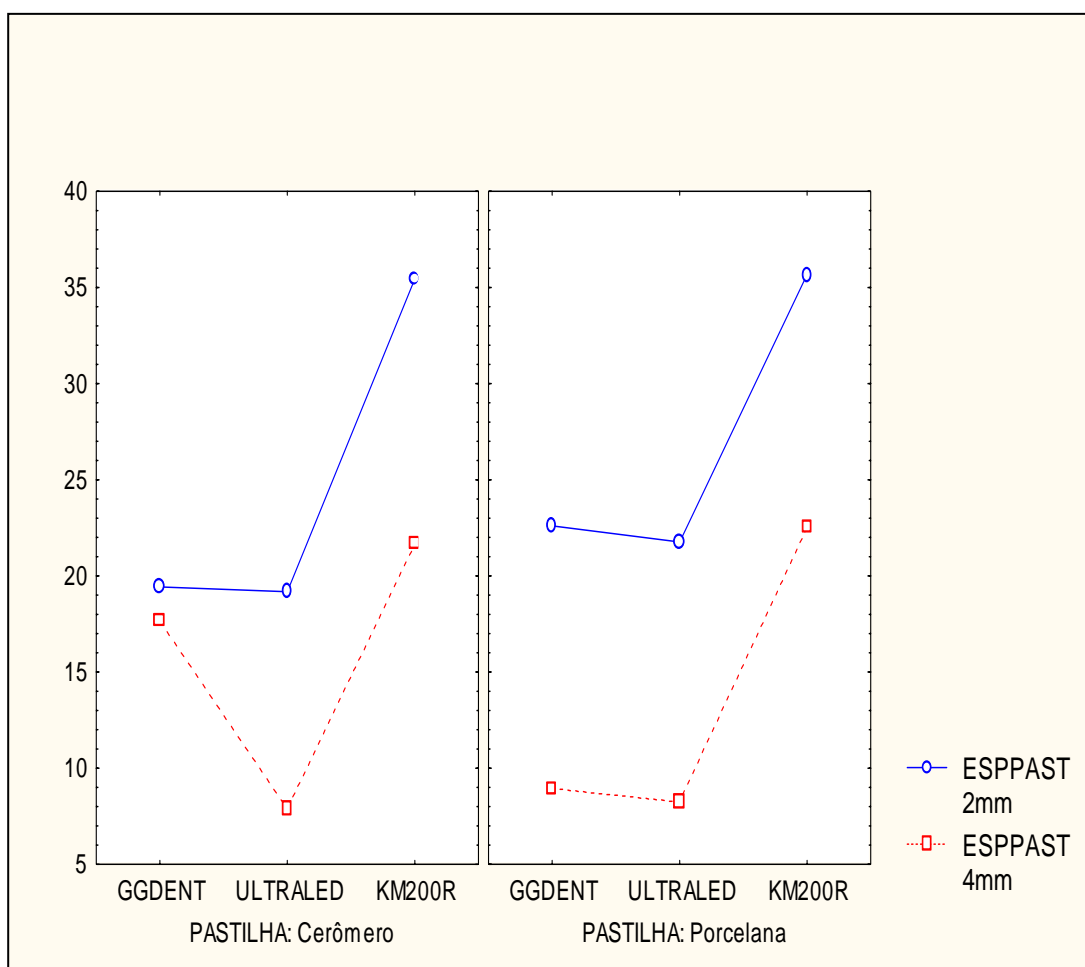


FIGURA 10 - Valores médios da dureza de topo segundo diferentes aparelhos, pastilhas e espessura da pastilha

Para a dureza de base:

Tabela 6 - Dureza de base segundo os aparelhos

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO APARELHOS

Aparelhos	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	80	3,30	17,30	10,76	11,15	5,48	50,89
ULTRALED	80	0,40	13,40	5,62	5,25	4,31	76,66
KM200R	80	9,80	27,40	19,95	21,40	6,30	31,59

Tabela 7 - Dureza de base segundo aparelho e espessura da pastilha

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO APARELHOS E ESPESSURA DA PASTILHA								
Aparelhos	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	2 mm	40	14,30	17,30	16,06	16,05	0,67	4,17
	4 mm	40	3,30	8,00	5,47	5,10	1,66	30,40
ULTRALED	2 mm	40	7,50	13,40	9,67	9,35	1,74	18,00
	4 mm	40	0,40	3,00	1,58	1,45	1,02	64,37
KM200R	2 mm	40	23,90	27,40	25,93	26,00	1,00	3,86
	4 mm	40	9,80	18,90	13,98	13,60	2,49	17,79

Tabela 8 - Dureza da base segundo aparelhos, pastilha e espessura da pastilha

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO APARELHOS, PASTILHAS E ESPESSURA DA PASTILHA									
Aparelhos	Pastilhas	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
GGDENT	Cerômero	2 mm	20	14,30	16,70	15,78	15,90	0,63	3,97
		4 mm	20	6,00	8,00	7,06	7,00	0,52	7,36
	Porcelana	2 mm	20	15,10	17,30	16,34	16,30	0,60	3,67
		4 mm	20	3,30	4,20	3,88	3,90	0,27	7,05
ULTRALED	Cerômero	2 mm	20	10,00	13,40	11,29	11,15	0,78	6,94
		4 mm	20	0,40	0,90	0,59	0,60	0,15	25,73
	Porcelana	2 mm	20	7,50	8,70	8,06	8,05	0,34	4,23
		4 mm	20	2,00	3,00	2,57	2,50	0,20	7,83
KM200R	Cerômero	2 mm	20	23,90	26,70	25,17	25,35	0,80	3,17
		4 mm	20	9,80	13,20	11,77	11,95	1,00	8,46
	Porcelana	2 mm	20	25,90	27,40	26,70	26,75	0,42	1,58
		4 mm	20	14,00	18,90	16,18	16,25	1,21	7,47

Tabela 9 - Análise de variância a três critérios de classificação modelo fatorial completo

Variável Dependente: Dureza de Base					
Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	Sig.
TIPOAP	8432,9	2	4216	9811,23	0,00000
TIPOPAST	7,1415	1	7,14	16,6175	0,00006
ESPPAST	6260,8	1	6261	14568,1	0,00000
TIPOAP * TIPOPAST	211,77	2	106	246,383	0,00000
TIPOAP * ESPPAST	153,71	2	76,9	178,838	0,00000
TIPOPAST * ESPPAST	31,393	1	31,4	73,0472	0,00000
TIPOAP * TIPOPAST * ESPPAST	215,33	2	108	250,528	0,00000
Erro	97,985	228	0,43		
Total	15411	239			

A representação gráfica das interações dos resultados das medidas de dureza obtidas na base é demonstrada a seguir:

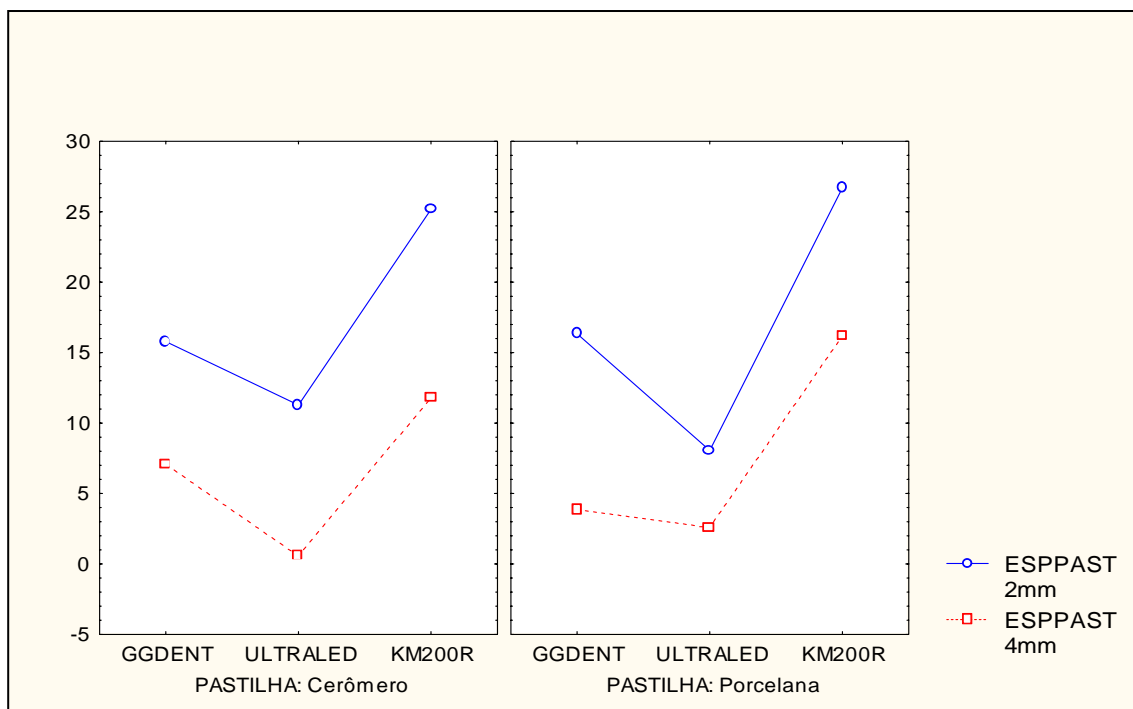


FIGURA 11- Gráfico da interação dos resultados para base com os valores médios da dureza de base segundo diferentes aparelhos, pastilhas, e espessura das pastilhas

Com base nas análises estatísticas realizadas, existem diferenças estatisticamente significante entre os valores médios de dureza do topo e da base nos diferentes grupos, a um nível de probabilidade $p < 0,05$. Em topos os grupos analisados os melhores resultados obtidos apontam para o aparelho KM 200R, DMC, São Carlos, seguido pelo GG Dent, Campinas e pelo Ultraled, DabiAtalnte, Ribeirão Preto.

Os referidos códigos representam

TIPOPAST- tipo de pastilha

ESPAST-espessura da pastilha

TIPOAP- aparelhos fotoativadores.

DISCUSSÃO

Vários fatores exercem influência sobre o grau e a profundidade de polimerização das resinas compostas. Dentro destes fatores, podemos destacar a intensidade de luz, o tempo de exposição e o comprimento de onda dos diversos aparelhos de luz disponíveis para esta finalidade (Pereira et al.³¹, 2001). Porém, o coeficiente de transmissão da resina composta; o índice de refração das partículas de carga, bem como da matriz resinosa; a opacidade e cor da resina composta e o tempo de armazenamento, também são fatores que podem influenciar na polimerização das resinas compostas (Vogel e Saltz⁴⁶, 1997; Pereira³⁰, 1999).

A qualidade da polimerização, segundo Darr e Jacobsen⁸, 2001 ainda é determinada pelo grau de conversão, ou seja, pelo número de ligações duplas de carbono dos grupos metacrilatos que reagiram durante a reação de polimerização. Este autor ainda concorda que ambos, alto grau de conversão e suficiente profundidade de polimerização estão relacionadas à composição do material, ao adequado comprimento de onda e principalmente a uma adequada intensidade de luz. O aumento na intensidade de luz aumenta gradativa e significativamente o número relativo de radicais livres.

No que diz respeito à respeito à intensidade de luz, a literatura é concordante com o fato de que a dureza de uma resina composta apresenta uma relação direta com os valores de intensidade de luz, ou seja, podemos dizer que quanto maiores os valores de intensidade de luz, maiores serão os valores de dureza (Pilo et al.³², 1999).

Nossos estudos indicam no sentido de estarmos de acordo com Rueggeberg et al.³⁸ (1994), uma lâmpada com intensidade menor que 233 Mw/cm^2 deve ser abandonada, pelo fato de não conduzir a uma polimerização adequada. Segundo este mesmo autor, os aparelhos fotopolimerizadores deveriam apresentar uma intensidade de luz de no mínimo 400 Mw/cm^2 . Destaca-se ainda o estudo de Kioshi et al.²², (2002), que relata cimentos resinosos de dupla ativação que mantêm uma estabilidade de cor por mais tempo do que os cimentos resinosos quimicamente ativados.

Pereira³⁰ (1999) concordando com os achados de Rueggeberg et al.³⁸ (1994), também relatou em seu trabalho que os aparelhos que os aparelhos fotopolimerizadores devem apresentar intensidades de luz de no mínimo 400 Mw/cm^2 , e que os valores de intensidade de luz situados a partir de 475 Mw/cm^2 promovem valores de dureza superficial de resina composta sem alterações significantes.

Com relação ao comprimento de onda, a polimerização das resinas compostas é iniciada pela luz visível, a qual apresenta comprimento de onda de 450 nm a 500 nm, sendo o intervalo de 468-470 nm ideal para a ativação da canforoquinona que é o componente fotossensível presente nas resinas compostas. (Rueggeberg et al.³⁸, 1994; Vieira et al.⁴⁵, 1998)

Da mesma forma, a fonte de luz a base de LEDs, recentemente desenvolvida para promover a polimerização das resinas compostas, apresenta um comprimento de onda, o qual coincide com o pico máximo de absorção da canforoquinona, sendo da ordem de 470 nm (Kurachi et al.²⁵, 1999; Whitters et al.⁴⁷, 1999; Fujibayashi et al.¹⁶, 1998).

A utilização de LED azul para promover a polimerização de resinas compostas

vem sendo investigada (Fujibayashi et al.¹⁶, 1998). Porém, poucos trabalhos têm sido encontrados na literatura, uma vez que se trata de uma tecnologia relativamente nova.

A utilização de aparelhos à base de LED também tem demonstrado resultados satisfatórios no que diz respeito às propriedades mecânicas das resinas compostas, mesmo com a utilização de um tempo de exposição reduzido, quando comparado com a fonte de luz halógena.^{9,25,45} Esta seria uma das vantagens da utilização desta nova e promissora fonte de luz polimerizadora. Entretanto, o fato de se utilizar um tempo reduzido para promover a polimerização de uma resina composta vai depender diretamente do número de arranjos de LED utilizado, Fleming e Maillet¹³ (1999).

Também para a ativação dos cimentos existe a dependência da quantidade de energia aplicada sobre eles e, em diversos estudos, é evidente que após a ativação dos cimentos resinosos de dupla ativação, altos valores de dureza são alcançados quando nenhuma luz é aplicada. Braga³ (2002)

A manutenção dos aparelhos fotoativadores deve ser constantemente realizada, haja vista o fato de imperfeições na ponta emissora de luz produzir uma luz com quantidade insuficiente de energia para que se possa ativar os cimentos resinosos através de uma espessura de cerâmica. Radiômetros devem ser utilizados nesta avaliação pois, segundo a literatura, são aparelhos eficazes na verificação da energia produzida pelos fotoativadores.¹ Existe também evidência de que a dureza, que determina o grau de conversão dos monômeros, é maior nos cimentos de dupla presa química. Pilo³²(1999), Machado²⁷(1999)

Com a proposta de investigar a influência de três unidades de luz halógena (KM-100R, KM-200R, Kuring Light), diferentes tempos de exposição (10, 40 e 60 segundos), duas cores de resina composta (A₂ e C₄) e quatro profundidades do

material (1^o, 2^o, 3^o e 4^omm) na dureza superficial de uma resina composta híbrida fotopolimerizável, Pereira et al.²⁹ (2001) confeccionaram corpos-de-prova em resina composta (Charisma) utilizando uma matriz de poliacetato, a qual continha uma cavidade com 7 mm de profundidade, 4 mm de comprimento e 3 mm de largura. Para o procedimento de polimerização, foram utilizados os seguintes aparelhos com seus respectivos tempos de exposição, para ambas as cores da resina composta: KM-100R por 40 e 60 segundos (700 mW/cm²); KM-200R por 40 e 60 segundos (0 a 450 mW/cm²- 5 segundos e 450 a 600 mW/cm²) e Kuring Light por 10 segundos (normal-800 mW/cm², boost-920 mW/cm² e ramp-0 a 700 mW/cm²). Todos os valores de intensidade de luz foram medidos pelo radiômetro Cure Rite (Modelo 800-EFOS). O teste de dureza *Vickers* foi realizado 24 horas após a polimerização dos corpos-de-prova. Pelos resultados obtidos, os autores deste trabalho puderam verificar que: 1) os maiores valores de dureza *Vickers* foram obtidos pelos aparelhos KM-100R e KM-200R no tempo de exposição de 60 segundos, e a menor dureza foi obtida pelo aparelho Kuring Light quando o sistema ramp, em 10 segundos, foi utilizado; 2) a cor C₄ promoveu resultados superiores de dureza *Vickers*, quando comparada à cor A₂; 3) a dureza da resina composta foi influenciada pela profundidade, uma vez que o 1^o e 2^o mm, apresentaram melhores resultados, quando comparados ao 3^o e 4^o mm e 4) o tempo de exposição à luz de 10 segundos não demonstrou ser suficiente para garantir a completa polimerização do material.

A qualidade da polimerização, segundo Darr & Jacobsen,2001⁷ ainda é determinada pelo grau de conversão, ou seja, pelo número de ligações duplas de carbono dos grupos metacrilatos que reagiram durante a reação de polimerização. Este autor ainda concorda que ambos, alto grau de conversão e suficiente profundidade de polimerização estão relacionados à composição do material, ao

adequado comprimento de onda e principalmente a uma adequada intensidade de luz. O aumento na intensidade de luz, aumenta gradativa e significativamente o número relativo de radicais livres.

No que diz respeito à intensidade de luz, a literatura é concordante com o fato de que a dureza de uma resina composta apresenta uma relação direta com os valores de intensidade de luz, ou seja, podemos dizer que quanto maiores os valores de intensidade de luz, maiores serão os valores de dureza (Pilo et al., 1999);³⁰ Nossos estudo indicam no sentido de estarmos de acordo com Rueggeberg et al.³⁵ (1994), uma lâmpada com intensidade de luz menor que 233 mW/cm^2 deve ser abandonada, pelo fato de não conduzir a uma polimerização adequada. Segundo este mesmo autor, os aparelhos fotopolimerizadores deveriam apresentar uma intensidade de luz de no mínimo 400 mW/cm^2 .

Pereira²⁸ (1999) concordando com os achados de Rueggeberg et al.³⁵(1994), também relatou em seu trabalho que os aparelhos fotopolimerizadores devem apresentar intensidade de luz de no mínimo 400 mW/cm^2 , e que os valores de intensidade de luz situados a partir de 475 mW/cm^2 promovem valores de dureza superficial da resina composta, sem alterações significantes.

Com relação ao comprimento de onda, a polimerização das resinas compostas é iniciada pela luz azul visível, a qual apresenta comprimento de onda de 450 nm a 500 nm, sendo o intervalo de 468 – 470 nm ideal para a ativação da canforoquinona que é o componente fotossensível presente nas resinas compostas (Vieira et al., 1998;⁴¹ , Rueggeberg et al).³⁵

Da mesma forma, a fonte de luz à base de LEDs, recentemente desenvolvida para promover a polimerização das resinas compostas, apresenta um comprimento de onda, o qual coincide com o pico máximo de absorção da canforoquinona, sendo da ordem de 470 nm (Kurashi et al., 1999;²³ Whitters et al.,

1999;⁴³ Fujibayashi et al., 1998;¹⁵).

A utilização do LEDs azul para promover a polimerização de resinas compostas vem sendo investigada (Fujibayashi et al., 1998;¹⁵ Porém, poucos trabalhos têm sido encontrados na literatura, uma vez que se trata de uma tecnologia relativamente nova.

A utilização de aparelhos à base de LEDs, também têm demonstrado resultados satisfatórios no que diz respeito às propriedades mecânicas das resinas compostas, mesmo com a utilização de um tempo de exposição reduzido, quando comparado com a fonte de luz halógena.^{8, 23, 41} Esta seria uma das vantagens da utilização desta nova e promissora fonte de luz polimerizadora. Entretanto, o fato de se utilizar um tempo reduzido para promover a polimerização de uma resina composta, vai depender diretamente do número de arranjos de LEDs utilizado, Fleming & Maillet (1999).¹²

Também para a ativação dos cimentos existe a dependência da quantidade de energia aplicada sobre eles e, em diversos estudos, é evidente que após a ativação dos cimentos resinosos de dupla ativação, altos valores de dureza são alcançados quando nenhuma luz é aplicada. Braga (2002)³

A manutenção dos aparelhos fototivadores deve ser constantemente realizada haja vista o fato de imperfeições na ponta emissora de luz produzir uma luz com quantidade ineficiente de energia para que se possa ativar os cimentos resinosos através de uma espessura de cerâmica.¹ Radiômetros devem ser utilizados nesta avaliação, pois, segundo a literatura são aparelhos eficazes na verificação da energia produzida pelos fotoativadores.^{27,32} Existe também evidência de que a dureza, que determina o grau de conversão

dos monômeros, é maior nos cimentos de dupla ativação em relação aos cimentos de presa química. El-Mowafay et al.¹¹(1999)

Darr e Jacobsen⁸ (1995) comprovaram uma diferença de valores de dureza dos cimentos de dupla ativação quando eram ativados por luz e quando se deixava à ativação ocorrer quimicamente.^{5,9,11,13,15,30,33,44} Assim sendo, neste último caso os valores de dureza eram sempre menores quando luz era aplicada. Porém, Caughman et al.⁴, (2001) relataram que, estudando cimentos de dupla presa, para todos os propósitos, de cinco marcas diferentes não encontraram uma performance equivalente entre eles e os resultados obtidos neste estudo deixaram a desejar em relação aos respectivos cimentos resinosos. Tashiro et al.⁴⁴, relataram que a interposição de uma resina entre o dente interfere na polimerização do cimento resinoso e dependendo da espessura da restauração indireta, compromete a força de união entre a resina e o dente.

Com relação à aplicação de outras fontes de luz para ativação dos cimentos resinosos, aplicação de outros meios não está bem determinada no presente momento, porém alguns achados indicam que a utilização de outras fontes de luz, como o arco de plasma não é adequado para uma eficiente ativação de materiais resinosos. Prisloo e Van der Vyer³⁴ (2000), Hofman¹⁹ (2000), Darouch⁷(2000)

Uma relação entre tipo de carga e monômero do cimento resinoso pode influenciar na dureza final dos cimentos dependendo se são ativados por luz ou apenas quimicamente. Darr e Jacobsen⁸(1995), Caughman⁴ (2001), Braga³(2002), Kumbuluglu et al.²³(2004)

No presente estudo, verificamos haver concordância em relação aos autores que citam uma relação direta entre intensidade de luz e grau de polimerização dos cimentos resinosos, sendo este fato mais relevante quando há uma interposição de uma lamina de material restaurador entre a fonte de luz e o cimento. Pelos resultados obtidos o aparelho de emissão de luz a base Quartzo-Tungstênio, a lâmpada halógena produziu intensidade de luz suficiente para atravessar a camada de material interposto, fosse ele o cerômero ou a porcelana, produzindo dureza superior quando comparado às fontes de luz a base de LED. De acordo com Cardash et al.⁵ (1993) cores mais claras de porcelanas permitem uma melhor passagem de luz nas restaurações indiretas feitas com esse material. Podemos observar também que os maiores valores de dureza foram obtidos quando da utilização da porcelana como material intermediário, concordando com os achados de Darr e Jacobsen⁸,(1995) que relacionam a dispersão da luz sendo influenciada pelas partículas inorgânicas da matriz resinosa. Price et al.³³(2003) verificou que a segunda geração de LED ainda não conseguia alcançar os valores de dureza da resina quando comparados com a luz visível, porém se tempos maiores de exposição fossem aplicados sobre a superfície da resina composta, o grau de dureza obtido podia ser comparado àquele obtido com os aparelhos de lâmpada halógena convencional. Já que nosso estudo utilizou uma espessura de 2mm de cimento resinoso, que normalmente não é empregado em situações clínicas, pode-se sugerir a utilização dos LED como meio alternativo para ativação dos cimentos resinosos de dupla ativação, porém a dureza alcançada pela luz emitida pelo aparelho convencional de lâmpada halógena foi bastante superior a qualquer um dos dois LED

utilizados. Possivelmente para os aparelhos fotoativadores estudados, um aumento de tempo de exposição sobre o cimento resinoso poderia promover um aumento da dureza deste material. Novos aparelhos, com um maior número de arranjos de LED possuem intensidades de luz superiores, podendo suprir a deficiência destes aparelhos quanto à energia emitida. Podemos supor que os avanços tecnológicos dos aparelhos a base de LED, unido a um avanço na composição química das resinas compostas poderão trazer melhorias no desempenho clínico nos materiais a base de resinas compostas.

CONCLUSÃO

Com base na análise das informações descritas na discussão deste trabalho, julgamos poder concluir que:

- a intensidade de luz interfere na polimerização do cimento resinoso
- a espessura da restauração indireta influencia na dureza final do cimento devido à quantidade de luz que passa através da mesma
- os maiores valores de dureza foram obtidos quando do emprego do aparelho fotoativador KM 200R em todas as situações observadas, seja para o tipo de pastilha utilizada ou sua espessura. Para os aparelhos LED os resultados do aparelho GG Dent foram superiores estatisticamente em relação ao aparelho Ultraled
- houve diferença de dureza entre o topo e a base do cimento resinoso em todas as situações

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ALENCAR JÚNIOR, E.A. *Influência da distância de uma fonte de luz halógena na microdureza superficial da resina composta*. Araraquara, 2002, 138p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
2. BARGHI, N., BERRY, T., MATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.25, p.992-6, 1994.
3. BRAGA et al. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* V.29, n.3, p. 257-62, 2002.
4. CARDASH, H. S., et al. The effect of porcelain color on hardness of luting composite resin cement. *J. Prosthet Dent.* V.69,p. 620-23,1993
5. CUGHMAN, W. F., RUEGGBERG, F. A., CURTIS Jr., J. W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.126, p.1280-6, 1995.
6. CHUANG, S. L. et al. Universal curves for optical power degradation of II – VI light – emitting diodes. *Appl. PHYS. Lett.*, v.69, p.1588-90, 1996.
7. DARONCH, M. et al. Composite depth of cure using different light source. *J. Dent. Res.*, v.79, p.370, 2000 (Abstract 1809).
8. DARR, A. H., JACOBSEN, P. H. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.*, v.22, n.1, p. 43-7, 1995

*UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. *Normas para publicações da UNESP*. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4p., v.2. Referências Bibliográficas.

9. DENTAL PRODUCTS REPORT. Regular testing of curing lights helps reduce restoration failures. Medc. Dental Communications publication, 1991.
10. EL-BADRAY, W. A., EL MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cement. *J. Prosthet Dent*, v.73, n. 6, p. 515-24, 1995.
11. EL-MOWAFY et al. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.*, v.24, n. 1, p.625-29, 1999.
12. FAN, P. L. et al. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.115, p.442-5, 1987.
13. FLEMING, M. G., MAILLET, W. A. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J. Can. Dent. Assoc.*, v.65, p.447-50, 1999.
14. FOWLER, C. S., SWARTZ, M. L, MOORE, B. K. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper. Dent.*, v.19, p.47-52, 1994.
15. FRIEDMAN, J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *Esthet. Dent. Update.*, v.1, p.189-90, 1989.
16. FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent. Jpn.*, v.34, p.49-53, 1998.
17. HANSEN, E. K., ASMUSSEN, E. Reliability of three dental radiometers. *Scand. J. Dent. Res.*, v.101, p.115-9, 1993.
18. HARRINGTON, E., WILSON, H. J. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J. Oral. Rehabil.*, v.22, p. 377-85, 1995.
19. HOFMANN, N. 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.*, v. 4, n 3., p. 140-7, 2000.

20. HOFMANN, N. et al. Comparison of photo-activation versus dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.*, v.28, n. 11. p. 1022-8, 2001.
21. JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent. Mater.*, v.16, p.41-7, 2000.
22. KOISHI et al., Influence of visible light curing in dual-cure resin cements color stability. *J Oral Rehabil.* , v.29, p.387-93, 2002.
23. KUMBULUGLU,O. et. al. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *SADJ*, v.17, n. 3, p. 357-63, 2004.
24. KURACHI, C. *Estudo comparativo do laser, do led azul e da lâmpada convencional no processo de polimerização da resina composta dental*. São Carlos, 2000. 80p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo.
25. KURACHI, C. et al. Human teeth exposed to argon laser irradiation: determination of power-time-temperature working conditions. *J. Clin. Laser. Med. Surg.*, v.17, p.255-9, 1999.
26. LEE, S. Y. et al. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. *J. Dent.*, v.21, p.373-77, 1993.
27. MACHADO, C. T. *Avaliação da microdureza de uma marca comercial de resina composta híbrida submetida a três tipos de aparelhos fotopolimerizadores*. Araraquara, 2000. 168p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
28. MILLS, R. W., JANDT, K. D., ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.*, v.186, p.388-91, 1999.
29. NELSON, S. K. et al. Effect of glutaraldehyde cold sterilants on light transmission of

curing tips. *Quintessence. Int.*, v.28, p.725-30, 1997.

30. PEREIRA, S. K. *Resina composta fotopolimerizável. Avaliação da dureza superficial em função de: cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material.* Araraquara, 1999. 215p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
31. PEREIRA, S. K., PORTO, C. L. A., MENDES, A.J. D. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *JBC: J. Bras. Clin. Estet Odontol.*, v.5, p. 25-8, 2001.
32. PILO, R., OELGISSER, D., CARDASH, H. S. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J. Dent.*, v.27, p.235-41, 1999.
33. PRICE, R. B. et al. Evaluation of a second generation LED curing light. *J. Can. Dent. Assoc.*, v. 10, n. 69, p. 666, 2003.
34. PRINSLOO, L.. C., VAN DER VYVER, P. J. The degree of polymerization shrinkage of adhesive resin cements. *SADJ* , v. 55, n. 10, p. 544-7, 2000.
35. RUEGGEBERG, F. A. Spectral irradiance of contemporary photo-curing units. *J. Dent. Res.*, v.79, p.333, 2000. (Abstract 1515).
36. RUEGGEBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper. Dent.*, v.23, p.179-84, 1998.
37. RUEGGEBERG, F. A., JORDAN, D. M. Effect of light-tip distance on polymerization of resina composite. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, p.364-70, 1993.
38. RUEGGEBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F., CURTIS, J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, v.19, n.1, p.26-32, 1994.

39. RUEGGEBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F., COMER, R. W. The effect of autoclaving on energy: transmission through light-curing tips. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.127, p.1183-87, 1996.
40. STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials*, v.21, p.1379-85, 2000.
41. STOFFELS, L. Evaluating dental curing lights. *Esthet. Dent. Update.*, v.6, p.117-9, 1995.
42. TAIRA, M. et al. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J. Dent. Res.*, v.67, p.24-8, 1988.
43. TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbright light emitting diodes. *J. Dent. Res.*, v.77, p.686, 1998 (Abstract 433).
44. TASHIRO et al. Effect of light intensity through resin inlay on the bond strength of dual cured cement. *J. Adhes. Dent.*, n. 3, v. 6, p. 233-8, 2004.
45. VIEIRA, G. F. et al. Análise da irradiação de diversos aparelhos fotopolimerizadores. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v.12, p. 395-99, 1998.
46. VOGEL, K., STALZ, U. Influence of trans-tooth curing on physical properties of composite. *J. Dent. Res.*, v. 76, p. 1111, 1997. (Abstract 137)
47. WHITRES, C. J., GIRKIN, J.M., CAREY, J.J. Curing of dental composites by use of InGaN light emitting diodes. *Optics Letters*, v.24, p. 67-8, 1999.

ANEXOS

Tabela A1-estatística da dureza de topo

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO PASTILHAS							
Pastilhas	N	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
Cerômero	120	6,90	36,90	20,21	19,70	8,20	40,59
Porcelana	120	7,60	36,60	19,96	21,95	9,39	47,04

Tabela A2-estatística da dureza de topo de acordo com a espessura

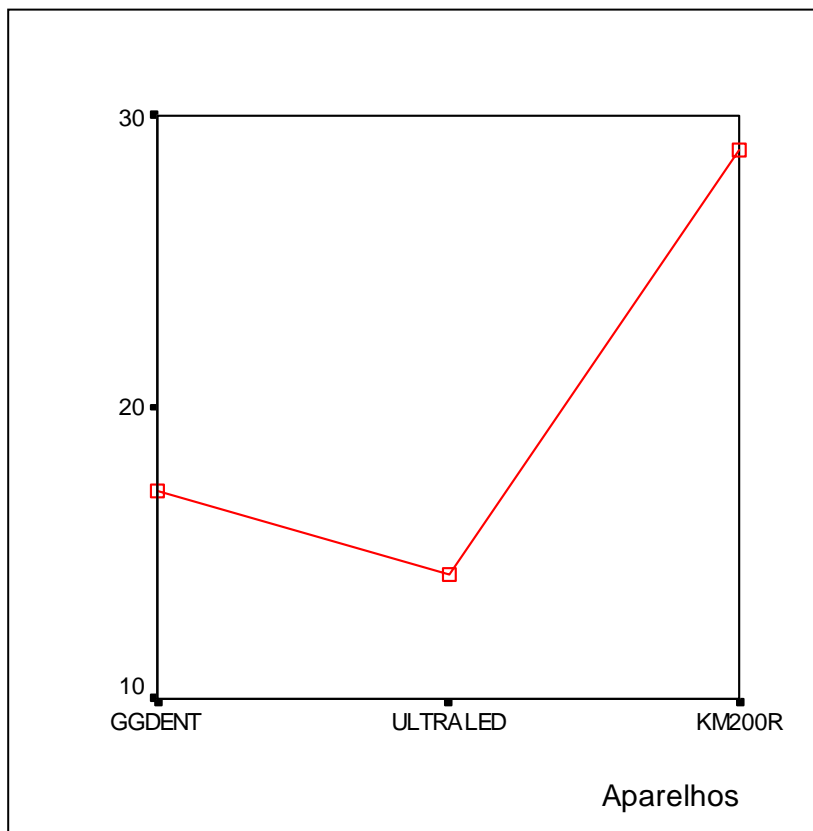
ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO ESPESSURAS DA PASTILHA							
Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
2 mm	120	17,00	36,90	25,68	22,20	7,16	27,89
4 mm	120	6,90	24,60	14,49	13,55	6,41	44,23

Tabela A3-estatística da dureza de topo segundo pastilha e espessura

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE TOPO SEGUNDO PASTILHAS E ESPESSURA DA PASTILHA								
Pastilhas	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
Cerômero	2 mm	60	17,00	36,90	24,68	19,90	7,74	31,37
	4 mm	60	6,90	23,20	15,74	17,20	5,93	37,66
Porcelana	2 mm	60	21,00	36,60	26,67	22,50	6,44	24,15
	4 mm	60	7,60	24,60	13,24	8,80	6,68	50,41

Tabela A4- Teste Tukey HSD.

EFEITO PRINCIPAL : TIPOAP			
	{1}	{2}	{3}
	17,16000	14,26875	28,82375
GGDENT {1}		0,0000	0,0000
ULTRALED {2}		0,0000	0,0000
KM200R {3}		0,0000	0,0000



. FIGURA A1

Valores médios da dureza de topo segundo diferentes aparelhos

Tabela A5 –valores do teste deTukey HSD.

Teste de Tukey HSD

EFEITO PRINCIPAL : TIPOPAST

	{1}	{2}	
	20,21083	19,95750	
Cerômero {1}			0,02911
Porcelana {2}		0,02911	

Valores da dureza de base dos corpos de prova analisados

Tabela A6-estatística da variável dureza de base das pastilhas

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO PASTILHAS

Pastilhas	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
Cerômero	120	0,40	####	11,94	11,40	7,62	63,82
Porcelana	120	2,00	####	12,29	11,35	8,45	68,76

Tabela A7-estatística descritiva da vrável dureza segundo espessura das pastilhas.

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO ESPESSURAS DA PASTILHA							
Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
2 mm	120	7,50	####	17,22	16,05	6,83	39,64
4 mm	120	0,40	####	7,01	5,10	5,50	78,57

TABELA A8- estatística descritiva da variável dureza de base segundo pastilha e espessura da pastilha.

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL DUREZA DE BASE SEGUNDO PASTILHAS E ESPESSURA DA PASTILHA								
Pastilhas	Espessura da Pastilha	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V.(%)
Cerômero	2 mm	60	10,00	26,70	17,41	15,90	5,88	33,75
	4 mm	60	0,40	13,20	6,47	7,00	4,67	72,10
Porcelana	2 mm	60	7,50	27,40	17,03	16,30	7,71	45,24
	4 mm	60	2,00	18,90	7,54	3,90	6,23	82,57

Tabela A9-descrição do teste de Tukey HSD.

Teste de Tukey HSD

EFEITO PRINCIPAL : TIPOAP

	{1}	{2}	{3}
	10,76250	5,623750	19,95375
GGDENT {1}		0,0000	0,0000
ULTRALED {2}	0,0000		0,0000
KM200R {3}	0,0000	0,0000	

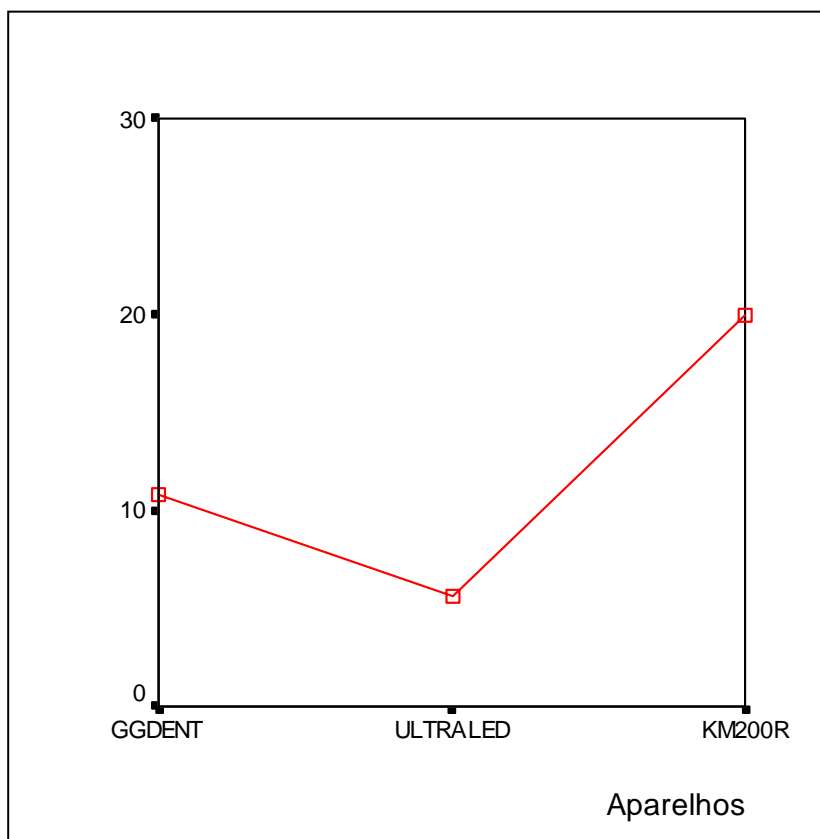


FIGURA A2-Valores médios da dureza de base segundo diferentes aparelhos

Tabela A10 - Teste Tukey

Teste de Tukey HSD

EFEITO PRINCIPAL : ESPPAST

	{1}	{2}
	17,22083	7,005833
2 mm {1}		#####
4 mm {2}	0,00001	

Tabela A11 - Interação entre o grupo controle e os demais resultados, nos valores da dureza de topo

ANÁLISE DE VARIÂNCIA A UM CRITÉRIO DE CLASSIFICAÇÃO

ANOVA					
Variável dependente: Dureza de Topo					
Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	27290,765	14	1949,3404	2581,9918	0,00000
Dentro dos Grupos	215,168	285	0,7549754		
Total	27505,933	299			

Tabela A12 – Interação entre o grupo controle e os demais resultados, nos valores dureza de base

Análise de variância a um critério de classificação

ANOVA					
Variável dependente: Dureza de Base					
Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	19968,94587	14	1426,353276000	3226,2241	0,00000
Dentro dos Grupos	126,00200	285	0,442112281		
Total	20094,94787	299			

ALENCAR JÚNIOR, E. A. **Microdureza superficial do cimento resinoso ativado por DUAs diferentes fontes de luz com interposição de cerômero e porcelana.** Araraquara , 2005, 83p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia , Universidade Estadual Paulista.

Resumo

Nessa pesquisa utilizou-se de três unidades fotoativadoras na polimerização de uma marca comercial de cimento resinoso de dupla ativação, com a interposição de uma lâmina de cerômero e de porcelana, para avaliar a microdureza superficial do cimento resinoso, considerando sua superfície do topo e da base. Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se matrizes metálicas com 2mm de espessura e 16mm de diâmetro, com o orifício central medindo 8mm de diâmetro (figura 4), coincidindo com o diâmetro da ponta dos aparelhos de luz. Como espaçadores foram utilizados anéis metálicos com 2mm e 4mm de altura confeccionados de cerâmica e cerômero, na tentativa de se reproduzir as espessuras médias das restaurações indiretas realizadas clinicamente. Foram realizados quatro corpos-de-prova para cada grupo, com os três aparelhos fotoativadores e para cada grupo do material intermediário. A inserção da resina no orifício central da matriz foi realizada em uma única porção, utilizando-se de uma seringa Centrix. Após a inserção do cimento, obteve-se um pequeno excesso do material. Sobre o cimento a foi colocada uma tira de poliéster e posicionado peso de um quilo para a homogeneização e planificação da superfície. Após a remoção do peso, foi executada a ativação do cimento resinoso com a ponta dos aparelhos de luz utilizados no experimento, posicionado diretamente sobre as pastilhas de cerâmica e cerômero. Os corpos-de-prova foram removidos da matriz metálica, acondicionados em recipientes à prova de luz e mantidos a temperatura de 37° C durante 24 horas. As superfícies do topo e da base do corpo-de-prova foram polidas com lixas d'água em graus descendentes (800, 320 e 600 norton) de abrasividade e submetidas ao teste de microdureza. Para a determinação da microdureza, foi

utilizado o aparelho Microdurômetro Digital MHT-110 MICROHARDNESS TESTER, Anton Paar-Paar Physica, Graz, Austria, do Instituto de Química de Araraquara(UNESP), com carga de 50N durante 30 segundos, acoplado a um microscópio ótico. As superfícies da base e do topo dos corpos-de-prova foram divididas em quadrantes, e 5 indentações foram distribuídas. As leituras foram realizadas em microscópio ótico Carl Zeiss, Germany, com aumento de 20X. Após 24 horas, os corpos de prova foram coletados dos frascos a prova de luz e colocados em uma placa metálica com cera, para fixação e avaliação no microdurômetro.

Os corpos-de-prova foram avaliados quanto a sua dureza tanto na superfície da base como no topo das amostras. As superfícies foram divididas em quadrantes sendo marcadas com uma lâmina de bisturi número 11, com uma linha sendo traçada no sentido horizontal e outra no sentido vertical do corpo-de-prova.

Utilizou-se uma carga de 50N por 30 seg e um slope padronizado para a máquina de 99. Os dados foram obtidos e os resultados submetidos à análise estatística. Utilizou-se análise de variância e aplicado teste Tukey HSD. A partir das análises dos dados podemos concluir que, o aparelho KM 200R proporcionou os melhores resultados em todas as situações analisadas. A interposição de uma pastilha tanto de cerômero quanto de porcelana reduziram os valores de dureza obtidos para todos os corpos de prova. Os Aparelhos fotoiniciadores a base de LED proporcionaram valores de dureza bem abaixo do KM 200R, ficando o GG DENT com resultados melhores que o ULTRALED

PALAVRAS-CHAVE: Cimento de resina; aparelho fotoplimerizador; dureza.

ALENCAR JÚNIOR, E. A. **Microhardness of resin cement activated at two different light sources through an intermediary layer.** Araraquara, 2005, 83p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the efficiency of three different units of light curing in activating a commercial brand of resin cement. The body-of-test had been confectioned using first metallic with 2mm of thickness and 16mm of diameter, with the central orifice measuring 8mm of diameter (figure 4), coinciding with the diameter of the tip of the light devices. As spacers metallic rings with 2mm and 4mm of height confectioned of ceramics had been used and cerômero, in the attempt of if clinically reproducing the average thicknesses of the carried through indirect restorations. They had been carried through four body-of-test for each group, with the three devices photo curing and for each group of the intermediate material. The insertion of the resin in the central orifice of the matrix was carried through in an only portion, using itself of a Centrix syringe. After the insertion of the cement, got a small excess of the material. On the cement a polyester strap was placed it and located weight of one kilo for the homogenization and planning of the surface. After the removal of the weight, was executed the activation of the resin cement with the tip of the devices of light used in the experiment, located directly on the tablets of ceramics and ceromer. The test bodies had been gotten thus the body-of-test had been removed of the metallic matrix, conditioned in containers to the test of light and kept the temperature of 37o C during 24 hours. The surfaces of the top and the base of the body-of-test had been polishing with sandpapers in degrees descending (800, 320 and 600 norton) of abrasiveness and submitted to the micro hardness test. For the determination of the micro hardness, the device Digital Micro hardness tester MHT-110 MICROHARDNESS TESTER, Anton Paar-Paar Physica, Graz was used, Austria, of the Institute of Chemistry of Araraquara (UNESP) with load of 50N during 30 seconds, connected to a optic microscope. The surfaces of the base and the top of the samples had been divided in quadrants, and 5 holes had been distributed. The readings had been carried through in optic microscope Carl Zeiss, Germany, with increase of 20X. After 24 hours,

the bodies - of test they were collected of its respective bottles the test of light, and placed in a metallic plate with wax, for setting of same and the posterior evaluation in the micro hardness tester. The body-of-test had been evaluated how much its hardness in such a way in the surface of the base as in the top of the samples. The surfaces had been divided in quadrants being marked with a blade number 11, with a line being traced in the horizontal direction and another one in the vertical direction of the body-of-test. One used a load of 50N per 30 seconds and one slope standardized for the machine of 99. The data had been gotten and the results submitted to the analysis statistics. Analysis of variance was used and applied test Tukey HSD. From the analyses of the data we can conclude that, the device KM 200R provided the best ones resulted in all the analyzed situations. The interposition of a tablet in such a way of ceromer how much of porcelain they had reduced the values of hardness gotten for all the test bodies. The photo curing devices, the LED base had provided to smaller values of hardness of the KM 200R, being GG DENT with better results that the ULTRALED

Keywords: Resin cement; litghtcuring units; hardness.