

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS**

**Efeito da Fotoativação com LED sobre
a Microdureza de um Compósito em Cavidades
com Diferentes Profundidades**

Alberth David Correa Medina

Porto Alegre, Maio de 2005.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS**

**Efeito da Fotoativação com LED sobre
a Microdureza de um Compósito em Cavidades
com Diferentes Profundidades**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de **Mestre em Odontologia** na área de concentração de Clínica Odontológica – Materiais Dentários.

Alberth David Correa Medina

Profa. Dra. Susana Maria Werner Samuel
Orientadora

*“As coisas são difíceis,
porque não nos atrevemos.”*

(Sêneca)

Dedico este trabajo a mis padres Nélica e Lupercio, por haberme siempre apoyado en todo, estando presentes en cada paso de mi vida, gracias a su fuerza de voluntad y de salir adelante a pesar de las adversidades, fue lo que me motivó a mi, para dar este paso tan gratificante; sin ustedes no lo hubiera conseguido. Este logro es fruto del apoyo y sacrificio de ustedes y mas una vez muchas gracias y agradezco a Dios por haberme dado la dicha de tenerlos como mis padres.

Prof. Dra. Susana Werner Samuel

Este é um agradecimento especial para uma pessoa que me ajudou e apoiou muito nos meus estudos aqui no Brasil. Muito obrigado por acreditar em mim, apesar de não me conhecer previamente. Obrigado pela paciência e compreensão. Não tenho palavras para expressar toda a minha admiração e gratidão.

Só posso dizer mais uma vez, muito, muito obrigado.

Agradecimentos

Ao professor e grande amigo **Ulisses Campregher**, por todo o ensinamento e ajuda incondicional, assim como pela preocupação. Você foi a primeira pessoa que se ofereceu para me ajudar; chegou a ser como um “pai” para mim. Muito obrigado pela amizade.

À grande amiga **Graziela Westphalen**, por estar presente nos momentos de dificuldade, oferecendo palavras de alento e me contagiando com sua alegria e bom humor, além de me apoiar sempre em todos os passos dessa caminhada. Muito obrigado por confiar em mim.

À grande amiga **Claudia Dahmen**. Você foi um anjo para mim, graças a teus conselhos e maneira de viver, estou mudando a minha forma de pensar, valorizando cada momento vivido e levando as coisas muito mais a sério. Vielen Dank.

Ao Professor Dr. **Ewerton Nocchi Conceição**. Além de ser meu professor na Dentística, eu o considero amigo. Sem a sua presteza, não teria conhecido um país tão legal como é o Brasil, obrigado por acreditar em mim.

A mis hermanas **Esther y Elizabeth** por todo el apoyo, a pesar de la distancia siempre las sentí presentes, muchas gracias.

Aos Professores e amigos Drs. **Álvaro Kroeff Dillenburg, e Alexandre Masotti**, por todos os ensinamentos na Dentística, assim como pela paciência que tiveram comigo, muito obrigado.

À amiga e colega de mestrado **Cristiane Juchem**, por fazer muito mais amenas as aulas de mestrado, assim como também pelo apoio total neste trabalho; também agradeço a seu namorado, **Alfeu Flack**, o qual me ajudou muito quando eu estava com problemas de saúde.

A mis Profesores en Lima, Drs. **Juan Price, Oscar Fuentes e Pedro Marticorena** por la confianza que me dieron, cuando todavía era alumno de graduación e demostrarme que la odontología no es difícil, muchas gracias por el incentivo a seguir estudiando.

Aos amigos **José Luis Escobedo e Kyung Soo Park**, pela grande confiança e amizade. Sou grato por tê-los conhecido.

Aos amigos da especialização **Leandro Sander, Carla Larentis, Ruy Hartman e Delma Boff**, pela ajuda e apoio, assim como também por me contagiar sempre com sua alegria.

Ao amigo e colega no Mestrado **Mauro Trein Leite** pela grande ajuda ao ter me dado a oportunidade de morar em seu apartamento.

Ao professor **Rafael del Moro**, pela ajuda na parte estatística deste trabalho.

A mis amigos en Lima: **Paul Guerra, Jéssica Mercado, Rubén Jimenez, Juan José Navarro, César Bryson, Elisa Polar, Dante Haymes, Verónica LLerena, Yonnell Vazques e Rossemary Falcón**, por estar siempre apoyandome en todo momento, yo estoy profundamente agradecido y los extraño mucho, sin embargo el tiempo pasa muy rápido, así que, de aquí a poco volveremos a vernos.

Aos amigos internacionais: **Eliseu, María, Takeshi, Mizuki, Kumiko e Juan Carlos**, por sua companhia e amizade, tornando mais agradáveis os finais de semana; arigato, obrigado, gracias, gomawor, thank you.

Aos parceiros **Victor Fontanive e Tarsis**, pelo convívio durante a formação de nossa banda de rock: “Os Aerolitos”. É uma pena que eu tenha de ir embora, mas valeu. Somente o sentimento de voltar a tocar trouxe muitas lembranças para mim, foi como pagar uma dívida que tinha comigo mesmo. Nunca vou esquecer essa paixão pela música. Muito obrigado.

Às amigas e colegas **Cíntia Machado e Gisele Fracaro**, pelo companheirismo durante todo o curso de Mestrado.

Às Bibliotecárias **Norma Loureiro Ataíde e Eloísa Futuro Pftischer**, pela orientação e por todo trabalho de revisão das referências desta dissertação.

Ao Mestrando em Engenharia de Materiais, **Hugo Rocha Alves**, pelo coleguismo e auxílio no uso dos equipamentos.

Ao programa de Pós-Graduação, na pessoa do coordenador, **Manoel Sant'ana Filho**, por acreditar na formação docente para a Odontologia.

À **Universidade Federal do Rio Grande do Sul e à Faculdade de Odontologia**, pelo ensino público gratuito e de qualidade.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento de três aparelhos fotoativadores, sendo que dois aparelhos utilizam a tecnologia de diodos emissores de luz (LED) (Ratii-SDI; Single V-Bio art) e o último é um aparelho convencional de lâmpada halógena (XL-2500-3M ESPE), sendo que o primeiro apresenta o diodo emissor de luz na extremidade do aparelho; o segundo apresenta ponteira de fibra óptica turbo e o terceiro apresenta ponteira de fibra óptica convencional. O desempenho dos aparelhos foi analisado por meio da análise de microdureza do fundo de um incremento de 2mm do compósito Z250 (3M ESPE), submetido à polimerização em diferentes profundidades: 2mm, 4mm, 6mm e 8mm. Em todos os casos, o tempo de polimerização adotado foi de 20 s. Para obtenção dos corpos de prova, foi utilizada uma matriz de dentina com uma cavidade de 3mm de diâmetro por 2mm de espessura. Para simular as diferentes profundidades de 2mm, 4mm, 6mm e 8mm, foram utilizados espaçadores de dentina em forma de anel com 2mm, 4mm, e 6mm de espessura sobre a matriz. Para o ensaio de microdureza, foram confeccionados cinco corpos de prova para cada combinação entre aparelho fotoativador e as quatro profundidades, totalizando 60 corpos de prova. O ensaio foi realizado 15min após a polimerização. Os valores de microdureza foram obtidos a partir de cinco endentações em cada corpo de prova. Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste Tukey para comparação entre os aparelhos, em cada profundidade ($\alpha=0,05$). Os valores médios e desvio padrão da microdureza obtidos com os aparelhos Ratii(R), Single V (S) e XL-2500(XL), a 2mm, foram respectivamente: 55,16 ($\pm 1,66$), 58,56 ($\pm 1,77$), 51,15 ($\pm 2,08$), mostrando diferença significativa entre eles, sendo que o melhor desempenho foi obtido pelo S seguido pelo R e pelo XL. A 4mm, os valores foram R= 52,23 ($\pm 1,66$); S= 49,04

($\pm 2,04$); XL= 47,34 ($\pm 2,69$), com melhor desempenho do R em relação a XL, porém sem diferença do S. A 6mm, os valores foram R= 46,40 ($\pm 1,07$); S= 43,64 ($\pm 1,56$); XL= 42,12 ($\pm 1,72$). Com melhor desempenho do R, seguidos pelo S e XL que não mostraram diferença entre si. Já a 8mm, os valores foram R= 41,96 ($\pm 1,09$); S= 38,36($\pm 0,87$); XL= 40,16 ($\pm 1,70$), com melhor desempenho do R seguido pelo XL e este pelo S, mostrando diferença significativa entre eles. Comparando os aparelhos LED com a lâmpada halógena, pode-se observar que o Radii teve um desempenho superior a ela em todas as profundidades. Já o Single V foi superior na profundidade de 2mm, similar em 4mm e em 6mm e inferior em 8mm, mostrando que os aparelhos LED tiveram um comportamento diferenciado que talvez possa ser atribuído à presença de uma ponteira turbo no Single V. Também com base nos resultados foi possível concluir que houve uma redução significativa, dos valores de microdureza do fundo do material restaurador com o aumento da profundidade da cavidade para todos os aparelhos.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the behavior of three light curing units (LCU), two of these LCU use the technology LED (Radii - SDI; Single V - Bio art) and the latter it is a conventional light curing unit (XL-2500 - 3M ESPE). The first LCU presents a light emitting diode in the extremity of the unit, the second presents a turbo fiber optic light guide tip and the later presents conventional light guide tip . The behavior of the light curing units was analyzed through Knoop hardness values of the bottom of an increment of 2mm of the composite Z250 (3M ESPE), submitted to the polymerization in different depths 2mm, 4mm, 6mm and 8mm. In all cases, the exposure time was 20 sec. To obtain the samples, was used a dentin mold with 3mm diameter and 2mm thickness. To simulate the different depths were used ring shaped dentin spacers with 2mm, 4mm, and 6mm thickness were used over the mold. For the microhardness test, five samples were made for each combination between light curing unit and the four depths, totalizing 60 samples. The test was performed 15min after the polymerization. The knoop hardness values were obtained from five measurements in each sample. Data were submitted to ANOVA and Tukey test for comparison between the LCU in each depth ($p = 0.05$). The mean values and standard deviation of the Knoop hardness obtain with the units Radii(R), Single V (S) and XL-2500(XL), for 2mm, were respectively: 55.16 (± 1.66), 58.56 (± 1.77), 51.15 (± 2.08). There were showing significant differences between them and the best behavior was obtained with S, followed by R and XL. For 4mm, the values were R = 52.23 (± 1.66); S = 49.04 (± 2.04); XL = 47.34 (± 2.69), with better behavior of R in relation to XL, however with no difference in relation to S. For 6mm, the values were R = 46.40 (± 1.07); S = 43.64 (± 1.56); XL = 42.12 (± 1.72). Better behavior was obtained with R, followed by S and XL,

which didn't show difference between them. For 8mm, the values were R = 41.96 (± 1.09); S = 38.36(± 0.87); XL = 40.16 (± 1.70). The best behavior was obtained with R followed by XL and S, respectively showing significant differences among them. When LED units were compared to halogen lamp, it could be observed that Radium showed a better behavior in all depths. Although Single V showed to be superior in the depth of 2mm, similar in 4mm and 6mm and inferior in 8mm, showing that the LED units had a distinct behavior that could be attributed to the turbo light guide tip in Single V. Also based on the results, it was possible to conclude that there was a significant reduction, of the microhardness values with the increase of the cavity depth for all the light curing units.

SUMÁRIO

1 ANTECEDENTES E JUSTIFICATIVAS	14
2 PROPOSIÇÃO	25
3 MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1 MATERIAIS	26
3.1.1 Aparelhos fotoativadores	26
3.1.2 Compósito	28
3.2 MÉTODOS	28
3.2.1 Microdureza	28
3.2.1.1 Confeção das matrizes de tecido dentário	28
3.2.1.2 Confeção dos corpos de prova	32
3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	33
4 RESULTADOS	34
4.1. MICRODUREZA X APARELHOS FOTOATIVADORES	34
4.2. MICRODUREZA NAS PROFUNDIDADES 2, 4, 6 e 8mm	37
5 DISCUSSÃO	42
5.1 COMPÓSITO	42
5.2 FONTE DE LUZ	44
5.3 CONFECÇÃO DAS MATRIZES	45
5.4 PROFUNDIDADE DA CAVIDADE	46
5.5 MICRODUREZA	47
6 CONCLUSÕES	52
REFERÊNCIAS	53

1 ANTECEDENTES E JUSTIFICATIVAS

Nos últimos anos, têm ocorrido avanços muito importantes na área dos Materiais Dentários. Dentre os principais avanços, desponta o desenvolvimento dos compósitos à base de resina, mais conhecidos como resinas compostas.

Segundo Noort, em 2004, compósitos são materiais sólidos, compostos por dois ou mais elementos diferentes, combinando as propriedades de cada um para criar um novo material, com melhores propriedades.

Os primeiros compósitos odontológicos a aparecerem no mercado foram os quimicamente ativados. Apesar de terem sido um marco no desenvolvimento dos materiais restauradores, os primeiros compósitos apresentavam algumas desvantagens, como estética pobre, elevada contração de polimerização e alto coeficiente de expansão térmica (CRISPIN et al., 1998).

Com o surgimento dos compósitos fotoativáveis, essas limitações foram minimizadas. Isso começou com o aparecimento dos primeiros compósitos ativados por luz ultravioleta. Esses novos compósitos apresentavam vantagens como controle do tempo de trabalho, assim como melhor acabamento e polimento, resultando em melhores propriedades estéticas (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1985). No entanto, os compósitos fotoativados por luz ultravioleta apresentavam algumas desvantagens, como baixos valores de grau de polimerização, além de que a luz ultravioleta poderia ter efeitos deletérios sobre a pele e os olhos (MURRAY, 1981).

As limitações do uso da luz ultravioleta e as pesquisas sobre a tecnologia de polimerização levaram à introdução da luz visível para polimerização de compósitos.

Atualmente, as resinas compostas são ativadas por luz visível que apresenta comprimento de onda dentro do espectro de luz azul, sendo que a lâmpada halógena tem sido, sem dúvida, a fonte de luz mais amplamente usada, para ativação dos diversos materiais odontológicos fotossensíveis (POLIONATO, 1998; GEORGES, et. al., 2002; YOON et. al., 2002; DUNN; TALOUMIS, 2002).

As lâmpadas halógenas são compostas por um bulbo contendo um filamento de tungstênio em um ambiente de gás halógeno. A luz é produzida pelo aquecimento do filamento de tungstênio até a incandescência. A luz gerada por incandescência contém todos os comprimentos de onda da luz visível e também radiação infravermelha, necessitando assim de filtros que restrinjam a emissão de luz somente à região azul do espectro de 400 a 500nm.

Apesar de os aparelhos fotoativadores com luz halógena serem amplamente utilizados, eles apresentam algumas limitações, como produzir calor e elevado consumo de energia pelo fato de que, em uma lâmpada incandescente, de toda a energia elétrica usada para gerar luz visível, são aproveitados somente 2%, sendo os 98% restantes transformados em calor (FRIEDAM, 1989; HOFMANN, 2000).

O fato de produzir calor leva a outros riscos, como aumento da temperatura no local de aplicação da luz, o que pode provocar lesões pulpares (GOODIS, et. al., 1990; YAP; SOH, 2003). Além disso, o calor gerado faz com que o bulbo, o refletor e o filtro se degradem com o tempo, fazendo com que o aparelho passe a emitir luz com intensidade menor, não polimerizando adequadamente as resinas, resultando na inefetividade de polimerização do compósito, aumentando o risco de uma falha prematura da restauração (GEORGES, et. al., 2002; YOON, et. al., 2002; CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES,

2003; DUNN; BUSCH, 2002; DIETSCHI; MARRET; KREJCI, 2003; BENNETT; WATTS, 2004).

Além disso, como resultado de uma polimerização inadequada, permanece no material restaurador maior quantidade de monômeros residuais que, por serem tóxicos, podem gerar uma inibição de novos odontoblastos para a formação de dentina reparadora, reduzindo o potencial de defesa da polpa (JONTELL, et. al., 1995).

Segundo Yap, em 2000, incrementos de compósito subpolimerizados podem ser agressivos aos tecidos com os quais mantêm relação como o complexo dentino-pulpar e a gengiva marginal, pela possível liberação de formaldeído e de ácido metacrílico. A presença de monômeros que não reagiram pode ser responsável pela irritação dos tecidos adjacentes ao dente, deterioração da restauração, cárie recorrente, assim como microinfiltração, já que apenas uma barreira de dentina não é capaz de impedir completamente a difusão de componentes resinosos (YOON, et al., 2002; NOORT, 2004).

O sucesso de uma restauração com compósito depende, em grande parte, do grau de polimerização do material. O grau de conversão de monômero em polímero, mais conhecido como grau de polimerização do compósito, tem um papel muito importante no desempenho da restauração, já que – obtendo um maior grau de polimerização do compósito – as suas propriedades físicas e mecânicas, como sorção e solubilidade, estabilidade dimensional e resistência ao desgaste, são melhoradas (FERRACANE; MITCHEM; CONDON, 1997; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000; IMAZATO et al., 2001; TARLE et al. 2002; YOON et al., 2002).

Rueggeberg e Craig, em 1988, mostraram que a dureza Knoop é um excelente ensaio para se prever o grau de conversão de monômero em polímero de um compósito.

Porém os fatores que mais influenciam na polimerização dos compósitos são os que estão ligados ao aparelho fotoativador, como o tipo de fonte, a intensidade da luz, o tempo de exposição, a distância da ponteira, entre outros (CHUNG, 1990; BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; MIYAZAKI et al., 1998; FELIX; PRICE, 2003).

Sendo assim, novas pesquisas não têm-se limitado somente ao aperfeiçoamento das resinas compostas, mas também dos aparelhos fotoativadores, buscando-se um maior grau de polimerização e, por consequência, melhora das propriedades do material. Nesse sentido, têm surgido no mercado novas tecnologias de fotoativação, como, por exemplo, o LED (Light Emitting Diodes), o LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) e o Arco de Plasma (DIETSCHI; MARRET; KREJCI, 2003).

A tradução da sigla LED é diodo emissor de luz – a palavra diodo é a contração das palavras “dois eletrodos”. Os eletrodos que formam o diodo são feitos de materiais semicondutores puros, como o germânio, silício, gálio, entre outros.

O diodo é um componente amplamente empregado pela indústria eletrônica, na forma de pequenas luzes indicadoras vermelhas, verdes ou amarelas, as quais estão presentes em muitos aparelhos, como videocassetes, fornos de microondas, equipamentos de som, televisores, computadores, etc. (LUMILED, 2004).

Quando uma tensão é aplicada nos terminais do diodo, esta faz que uma corrente flua pela junção, ocorrendo interação entre cargas livres positivas e negativas, liberando assim energia na forma de um fóton de luz, sendo esse processo de geração de luz chamado de eletroluminescência (DENTAL E EQUIPMENT, 2004; LUMILED, 2004).

Os primeiros LEDs desenvolvidos na indústria tinham potências extremamente baixas, 4,8 mW/cm² (milliWatts por centímetro quadrado) (NAKAMURA; SENOH; IWASA,1995; WHITTERS,1999).

Mas a tecnologia tem avançado extraordinariamente. Em 1999, tinha sido desenvolvido um LED com 1 W de potência, e, mais tarde, no ano 2002, desenvolveram-se LEDs com 5 W de potência. Além disso, espera-se que sejam desenvolvidos LEDs com o dobro da potência e que estes produzam a mesma intensidade de luz que uma lâmpada de 50 W, com a vantagem de consumir um mínimo de energia (LUMILED, 2004; WIKIPEDIA, 2004).

O LED azul, por sua vez, foi desenvolvido pelo engenheiro Shuji Nakamura no ano de 1993, tendo sido introduzido na Odontologia pelo Dr. Robert Mills, em 1995. A cor observada dos fótons emitidos é característica do material semicondutor utilizado. No caso do LED azul, é composto por nitreto de gálio (MILLS; JANDT; ASHWORTH, 1999; LUMILED, 2004).

O LED azul não precisa de filtros para o uso odontológico, pois emite luz azul na faixa de comprimento de onda de 440nm a 500nm, tendo um pico máximo em 470nm, o qual é adequado para ativar o componente fotoiniciador da resina. A canforquinona (CQ) é o fotoiniciador que está presente na maioria dos compósitos, possuindo absorção máxima em um comprimento de onda de 465nm, perfeitamente compatível com a faixa de emissão de luz do LED azul (NOMOTO, 1997; CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, 2003).

Dentre as principais vantagens do LED, destacam-se sua altíssima durabilidade e menor consumo de energia, além de não emitir calor excessivo comparado com as lâmpadas halógenas, minimizando os riscos de produzir lesão pulpar (PORKO; HIETALA, 2001; KNEZEVIC, 2001; TARLE, 2002; UHL; MILLS; JANDT, 2003; YAP; SOH, 2003).

Devido a que o LED produz uma quantidade mínima de calor no processo de geração de luz, não existe desgaste de seus componentes. Por esse motivo, o LED tem um tempo de vida útil que pode ser superior a 10.000 horas, sofrendo uma mínima degradação da intensidade de luz ao longo do tempo, ao contrário das lâmpadas halógenas, que possuem um tempo limitado de vida, entre 40 e 100 horas (MILLS; JANDT; ASHWORTH, 1999; DUNN; BUSCH, 2002; LUMILED, 2004).

Outra vantagem dos aparelhos que utilizam LED como fonte de luz é que não precisam de um sistema de refrigeração, dando a vantagem de eliminar o ruído do ventilador, operando mais silenciosamente, conferindo uma maior leveza aos aparelhos, fazendo deles aparelhos mais ergonômicos e com maior facilidade no manuseio e acesso em alguns procedimentos clínicos, ao contrário das lâmpadas halógenas (BENNETT; WATTS, 2004).

Além disso, sem um sistema de refrigeração, não há necessidade de aberturas, permitindo assim a fabricação de aparelhos com condições mais higiênicas devido ao fácil acesso para limpar o aparelho (CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, 2004).

Pelo fato de que eles precisam de uma mínima quantidade de energia, torna-se possível que os aparelhos sejam alimentados por pequenas baterias recarregáveis, sem fio de alimentação, permitindo também a fabricação de aparelhos portáteis (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2003; 3M ESPE, 2004; DENTAL EQUIPMENT AND MATERIAL, 2004; SOUTHERN DENTAL INDUSTRIES, 2004).

O LED tem alta resistência ao impacto devido a que este é um material que não possui filamento como as lâmpadas halógenas, além do tipo de encapsulamento ao qual ele é submetido – já que a pastilha semicondutora fica embutida dentro de uma resina epóxica, conferindo assim uma resistência extremamente elevada. (SWIFT, 2001; LUMILED, 2004).

Por ser uma tecnologia relativamente nova para a Odontologia, diversos estudos têm sido realizados avaliando diferentes propriedades dos compósitos polimerizados com o LED. Mills e colaboradores, em 1999, avaliaram a profundidade de polimerização de um compósito, usando uma lâmpada halógena (ajustada a 300 mW/cm²) e um protótipo com 25 diodos emissores de luz com 276mW/cm² (LED de 1ª Geração). Foram avaliados três compósitos. Os resultados mostraram que o LED obteve resultados significativamente melhores do que a lâmpada halógena, para os três compósitos. Os autores concluíram que o LED avaliado, mesmo com uma intensidade menor do que a da lâmpada halógena, propicia uma maior profundidade de polimerização, e que este tem um potencial muito importante para o uso odontológico devido ao fato de que seu desempenho não diminui com o tempo.

Jandt e colaboradores, em 2000, avaliaram a profundidade de polimerização e resistência à compressão dos compósitos, usando o LED e um aparelho de lâmpada halógena. Foram usados um protótipo com 27 LED (Primeira Geração) e uma lâmpada halógena. Os resultados mostraram que os compósitos polimerizados com luz halógena obtiveram maior profundidade de polimerização que os polimerizados com LED, mas todos atenderam aos requisitos da norma ISO 4049 (International Organization for Standardization, Polymer-based filling, restorative and luting materials). Não houve diferença significativa na resistência à compressão, tanto para os compósitos polimerizados pelo LED quanto para os que foram polimerizados com lâmpada halógena. Os autores concluíram que os resultados obtidos com as duas unidades de polimerização atenderam plenamente os requisitos mínimos da ISO 4049.

Knezevic e colaboradores em 2001, avaliando o grau de polimerização da resina composta Tetric Ceram (Ivoclar/Vivadent) a 1mm de profundidade, obtiveram valores

superiores para a lâmpada halógena (63,11%) que para o LED (53,80%), sendo este um protótipo de 16 diodos emissores de luz.

Tarle e colaboradores, em 2002, também avaliando o grau de polimerização da resina composta Z-250 (3M/ESPE) a 2mm de profundidade, também obtiveram valores inferiores para o LED (56,7%) comparado com as lâmpadas halógenas (60,6%).

Já Campregher, em 2003, avaliando resistência flexural, profundidade de polimerização e microdureza de um compósito, usando três aparelhos LED e comparando-os com uma lâmpada halógena, obteve resultados similares na resistência flexural e profundidade de polimerização e superiores para os LEDs na microdureza.

Porém Dunn, 2002; Leonard, 2003 e Uhl, Mills, Jandt, 2003, avaliando microdureza de compósitos, obtiveram valores inferiores para o LED comparados com a lâmpada halógena, mostrando não haver unanimidade até então quanto ao fato de os LED poderem ser considerados substitutos da lâmpada halógena.

Recentemente tem surgido uma nova linha de LEDs chamados de LEDs de Segunda Geração (PRICE; FELIX; ANDREU, 2003; UHL; SIGUSCH; JANDT, 2004; DENTAL EQUIPMENT AND MATERIALS, 2004). Estes se caracterizam por ter um diodo único diferentemente dos primeiros LED, os quais possuíam um sistema de múltiplos diodos, como é o caso do Elipar Freelight (3M/ESPE), o qual tinha 19 LEDs e o e-Light (GC Corporation) com 64 LEDs (TSAI; MEYERS; WALSH, 2004).

A principal característica desses aparelhos de Segunda Geração é que possuem um LED único. Este foi desenvolvido e patentado pela empresa Lumileds Lighting Corp., sendo a única empresa a fabricar esse tipo de LED, lançando-o ao mercado com o nome de “Royal Blue Luxeon V Dental Light” (LUMILED, 2004). Eles também possuem maior intensidade de luz, atingindo até 1200 mW/cm², promovendo a polimerização em menor

tempo, 20s (DENTAL AND EQUIPMENT, 2004; 3M ESPE, 2004; CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, 2004; SOUTHERN DENTAL INDUSTRIES, 2004).

Price e colaboradores, em 2003, avaliando a microdureza de 10 diferentes compósitos, utilizando um aparelho fotoativador a base de LED, de Segunda Geração, polimerizando a distâncias de 2 e 9mm em tempos de 20 e 40s, comparando com uma lâmpada halógena, obtiveram como resultados que em 20s conseguiram polimerizar só cinco dos 10 compósitos e, em 40s, seis compósitos. Nesse sentido, os autores alertaram que o LED não polimerizou todos os compósitos tão bem como as lâmpadas halógenas e que os clínicos deveriam revisar se a intensidade e o tempo utilizado para polimerizar os compósitos estão adequados.

Já, em 2004, Uhl; Sigush e Jandt, avaliando microdureza e profundidade de polimerização de três diferentes compósitos, utilizando um protótipo de LED de Segunda Geração (alta intensidade), comparando com uma lâmpada halógena, obtiveram valores similares na microdureza e superiores para o LED no caso de profundidade de polimerização. Sendo assim, segundo os autores, o LED tem potencial para substituir a lâmpada halógena.

No que se refere ao grau de polimerização, Andrus e colaboradores, em 2004, avaliando quatro aparelhos LED de Segunda Geração: Flashlite (1032mW/cm^2); LEDemetron1 (598mW/cm^2); Ultralume 5 (581mW/cm^2); Allegro (1390mW/cm^2) e a lâmpada halógena Optilux 501 (1052mW/cm^2), polimerizando corpos de prova de uma resina composta microhíbrida (Z-100 3M/ESPE) a distâncias de 1 e 5mm obtiveram como resultados que a distância de 1mm somente o LED Flashlite teve um comportamento similar (73,8%) comparado com a lâmpada halógena (77,8%). Os demais LED tiveram em média (69%), mas isto não aconteceu a 5mm de distância, onde todos os aparelhos LED

obtiveram resultados superiores (59% a 68%) comparados com a lâmpada halógena (54%), concluindo que esta última geração de LEDs não perde tanto no grau de conversão com o aumento da distância.

Apesar das vantagens dos LEDs, existem ainda algumas limitações, como possuir uma faixa estreita de comprimento de onda no espectro da luz visível apenas o suficiente para ativar a CQ. No entanto, este não é o único fotoiniciador. Devido à sua cor amarelada, tem a tendência de amarelar o compósito, comprometendo assim a estética no caso das resinas de cores claras, que precisam de outro fotoiniciador, que pode ser o Fenil Propanondiona (PPD), que, por ser de cor neutra, não compromete a cor do compósito, embora tenha um pico de absorção de 410 nm, abaixo do comprimento de onda do LED (JANDT, et al.; 2000; CORRÊA, 2003; CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, 2004).

Alguns fabricantes estão reformulando as composições dos seus produtos para serem compatíveis com todos os tipos de aparelhos fotoativadores (3M ESPE, 2004; CORRÊA, 2003). Não somente têm acontecido avanços de parte dos fabricantes dos materiais restauradores, seja mudando as composições de seus produtos, mas também dos aparelhos. Alguns aparelhos também apresentam um maior espectro de onda de 410nm a 490nm, sendo capazes de polimerizar todo tipo de material fotossensível (CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES 2004; ULTRADENT, 2004).

Como pode ser observado, poucas pesquisas têm sido realizadas sobre a nova geração de LED, os de Segunda Geração ou de alta intensidade, especialmente no que se refere ao efeito da maior intensidade em relação à variação da distância do material a ser polimerizado.

Tais situações acontecem principalmente na clínica quando da necessidade de restaurações cujo preparo é muito profundo, como cavidades proximais ou fechamento de

acesso endodôntico. Para Price e colaboradores, em 2000, as cavidades podem ter até 8mm de profundidade.

Além disso, os trabalhos que inferem sobre o grau de polimerização por meio da avaliação da dureza do compósito *in vitro*, utilizam matrizes metálicas (SOBRINHO, 2000; CALDAS et al., 2003; CAMPREGHER, 2003; PRICE et al., 2003; UHL; SIGUSH; JANDT, 2004), de silicone (HOFFMAN et al., 2003) ou de politetrafluoretileno (teflon) (KAYS; SNEED; NUCKLES, 1991; LEONARD et al., 2001; UHL; MILLS; JANDT, 2003), que certamente refletem a luz emitida de forma diferente daquela refletida pelo dente, podendo representar uma variável a mais a ser considerada na extrapolação dos resultados para a situação clínica. Sendo assim, as matrizes utilizadas para avaliar o comportamento dos aparelhos LED deste trabalho foram totalmente construídas com estrutura dentária.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de três aparelhos fotoativadores, sendo que, dois aparelhos utilizam a tecnologia de LED de alta intensidade e comparado-os com um aparelho de lâmpada halógena, por meio da análise de dureza do fundo de um incremento de compósito de 2mm de espessura, submetido à polimerização, variando a profundidade da cavidade.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

3.1.1 Aparelhos fotoativadores

Foram utilizados dois aparelhos com tecnologia do LED e um aparelho convencional com lâmpada halógena (controle), totalizando três grupos. O aparelho convencional foi o XL-2500 (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA), e os aparelhos com LED foram o Radian (SDI Limited, Bayswater, Australia) e o Single V (BioArt, São Carlos, SP, Brasil). As características dos aparelhos, como faixa de comprimento de onda, tipo de ponteira, intensidade de luz e fabricante, estão apresentadas no Quadro 1. Pode-se observar que o aparelho Radian não apresenta ponteira, o Single V apresenta uma ponteira turbo com 8mm de diâmetro de saída distal e 13mm na fonte de luz, enquanto o XL – 2500 apresenta uma ponteira convencional com 8mm de diâmetro tanto na saída distal, quanto na fonte de luz.

Quadro 1. Características dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados.					
Aparelho	Característica	Faixa de comprimento de onda e pico máximo de emissão de luz*	Ponteira	Intensidade de Luz (mW/cm²)*	Fabricante
Radian		440-480 460nm - pico	Não apresenta	1400mW/cm ² (pico)	SDI Limited. Bayswater, Australia
Single V		430 – 490 470nm – pico	Turbo 8mm 13mm	600mW/cm ²	Bio Art São Carlos, SP, Brasil.
XL2500		420 – 500	Convencional 8mm	620mW/cm ²	3M/ESPE St. Paul, MN, USA

As apresentações comerciais dos aparelhos fotoativadores estão mostradas nas Figuras de 1 a 3.

*Segundo especificações do fabricante.



Figura 1. Fotopolimeri zador Radii (SDI Limited).



Figura 2. Fotopolimerizator Single V (BioArt).



Figura 3. Fotopolimeri zador XL 2500 (3M/ESPE).

3.1.2 Compósito

O compósito utilizado foi o Filtek Z-250 da cor A3 (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA), cujas características como tamanho e tipo de carga, composição da matriz orgânica e tipo de fotoiniciador estão apresentadas no Quadro 2. Sua matriz orgânica apresenta o BIS-GMA (Bisfenol A- diglicidil éter dimetacrilato), UDMA (Uretano dimetacrilato) e o BIS-EMA (Bisfenol A-polietileno glicol dieter metacrilato). O tempo de polimerização adotado foi de 20 s para todos os aparelhos, de acordo com as indicações do fabricante do compósito.

Quadro 2. Características do compósito Z250.						
Compósito	Classificação	Carga Inorgânica	% de carga por vol.	Matriz	Fotoiniciador	Tamanho médio da carga
Filtek Z250	Híbrido	Zircônia Sílica	60	BIS-GMA UDMA BIS-EMA	Canforoquinona	0,6 (µm)

3.2 MÉTODOS

3.2.1 Microdureza

3.2.1.1 Confeção das matrizes de tecido dentário

Para a confecção das matrizes, foram selecionados cinco terceiros molares hígidos, extraídos por indicação terapêutica, os quais foram submetidos à limpeza em água corrente, com o auxílio de uma cureta periodontal Grace número 1-2 Duflex (SS WHITE, Rio de Janeiro, RJ), para remoção de restos de ligamento periodontal.

A superfície oclusal dos cinco dentes foi reduzida e planificada com discos de diamante. Após a planificação, a superfície oclusal, em dentina, do dente 1, foi submetida a um acabamento com lixa de carbetto de silício de granulação nº 600, e, a seguir, foi embutida em resina acrílica autopolimerizável de forma a deixar exposta a superfície oclusal planificada de toda a secção transversal da coroa, que passará a ser o fundo das futuras cavidades (fig.4).

Com relação aos outros quatro dentes, foi realizada uma perfuração cilíndrica no centro da superfície oclusal, já plana, dos outros quatro dentes, usando uma ponta diamantada em forma de roda N°3052 (Microdont, São Paulo SP), montada em uma caneta de alta rotação (Roll Air 3-Kavo, Santa Catarina, SC), que, por sua vez, foi fixada ao “charriot” de um microscópio de mensuração (precisão de leitura de 0,1mm), possibilitando que a ponta diamantada ficasse em posição perpendicular à superfície oclusal a ser preparada. O diâmetro da perfuração foi de 3mm, equivalente ao diâmetro da ponta diamantada, até atingir o teto da câmara pulpar. Para cada dente, foi utilizada uma ponta diamantada nova.

Após esse procedimento, os dentes foram levados a um Micrótopo (Labcut 1010, Extec corp, Enfield), onde foram realizados cortes no sentido mesio-distal (perpendicular ao longo eixo do dente), produzindo duas fatias de 2mm, uma de 4mm e outra de 6mm de espessura, denominados doravante de espaçadores (fig. 5).

Finalmente foi realizada uma seção transversal em um dos espaçadores de 2 mm, de forma a obter um anel bipartido, para facilitar a remoção dos corpos de prova a serem confeccionados (fig.6).



Fig 4. Superfície oclusal planificada correspondente ao fundo da cavidade.

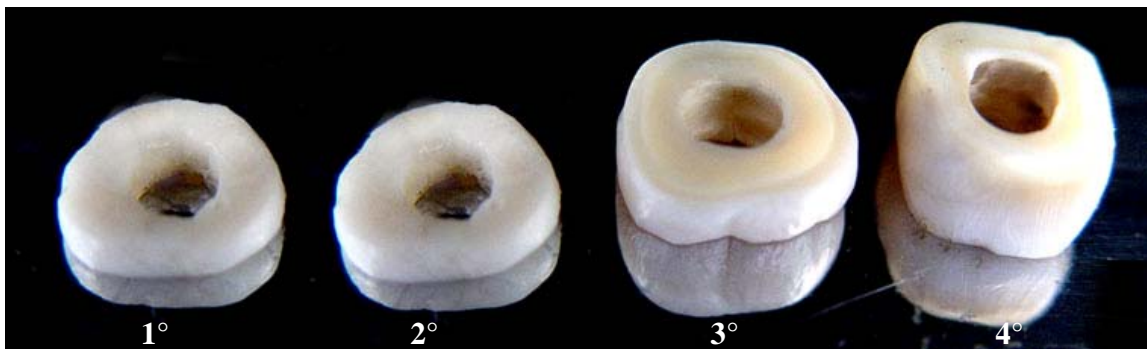


Fig 5. Espaçadores com diferentes espessuras:
Primeiro e Segundo: 2mm, Terceiro: 4mm, Quarto: 6mm



Fig 6. Primeiro espaçador cortado em sentido transversal formando anel bipartido



Fig 7. Anel bipartido fixado com arame galvanizado.

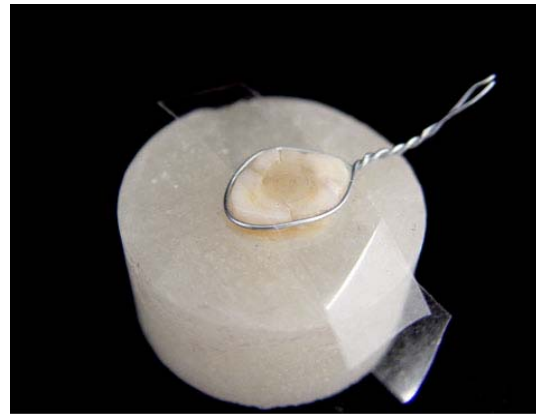


Fig 8. Preenchimento da matriz com o compósito e coberta com tira de poliéster.



Fig 9. Ponteira do aparelho protegida com filme de PVC, sendo colocada sobre o espaçador de 6 mm.



Fig 10. Fotoativação do corpo de prova.

3.2.1.2 Confeção dos corpos de prova

Os corpos de prova foram confeccionados utilizando-se como matriz o primeiro espaçador bipartido (fig 6), com as metades justapostas e fixadas com arame galvanizado nº 25 (fig 7).

Em seguida, a matriz foi colocada sobre uma tira de poliéster que estava assentada sobre a superfície plana de dentina obtida a partir do dente 1. A inserção do material foi realizada em um incremento único, com auxílio de uma espátula Thompson nº6 para inserir o compósito. Após o preenchimento da matriz com o compósito, uma segunda tira de poliéster foi colocada sobre o material e sobre essa tira, uma lâmina de vidro foi pressionada para promover a adaptação do compósito e a conseqüente padronização dos corpos de prova. Em seguida, foi retirada a lâmina de vidro para dar-se início a fotoativação do compósito por 20 s.

Para a fotoativação, a ponteira do aparelho foi coberta com filme de Policloreto de Vinila – PVC (Wyda embalagens, Sorocaba, SP) e colocada em contato com a tira de poliéster, perpendicularmente ao longo eixo da matriz (fig.8). Foram confeccionados cinco corpos de prova para cada um dos três aparelhos fotoativadores, para cada uma das profundidades de 2, 4, 6, e 8mm, totalizando 60 corpos de prova.

A simulação das cavidades com diferentes profundidades foi buscada com a utilização dos espaçadores com espessuras de 2, 4, 6 mm, que foram cada um a seu tempo sobrepostos ao anel bipartido de fundo, no interior do qual foi adaptado o compósito. À medida que os espaçadores de maior espessura forem substituindo aos menos espessos, simulando cavidades mais profundas, circundadas por tecido dentário, a distância da ponteira do fotopolimerizador ao fundo do incremento do material restaurador ia aumentando (fig.9 e 10).

Logo após a polimerização, a face superior do corpo de prova foi identificada com caneta para retroprojector. Após, o corpo de prova foi removido da matriz e os excessos cuidadosamente removidos com lixa de carboneto de silício nº 600 e 1200. Após 15 min, a superfície de fundo dos corpos de prova foi submetida ao ensaio de microdureza.

Para a realização do ensaio de dureza Knoop foi utilizando um microdurômetro Micromet® 2001 (Buehler, Lake Bluff, IL) com carga de 100 gramas, aplicando por 15 s, repetidas por cinco vezes, na região central de cada corpo de prova, de cada grupo, em cada profundidade, totalizando 300 medidas.

A impressão do tipo Knoop tem a forma de um losango e o cálculo do valor de dureza do material é feito por meio da Fórmula 1.

$$DurezaKnoop = \frac{14228 \times c}{d^2} \quad (1)$$

Na qual:

14228 é uma constante

c é a carga em gramas

d é o comprimento da diagonal maior do losango formado, em μm .

O valor final de microdureza atribuído a cada corpo de prova foi a média aritmética de cinco mensurações.

3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados do ensaio de microdureza foram submetidos à análise estatística, utilizando o teste de análise de variância ANOVA e teste de Tukey, adotando-se o nível de significância de 5%.

4 RESULTADOS

4.1 MICRODUREZA VERSUS APARELHOS FOTOATIVADORES

As Tabelas de 1 a 6 apresentam os resultados referentes à microdureza média e desvio padrão do fundo dos corpos de prova obtidos de cada aparelho fotoativador nas profundidades de 2, 4, 6 e 8mm, e análise estatística dos resultados.

- Microdureza Radii (LED)

A Tabela 1 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm, do compósito Z-250, obtidos com o aparelho com tecnologia LED, Radii, às profundidades de 2, 4, 6, e 8mm. Pode-se observar que a média de microdureza diminui à medida que aumenta a profundidade da cavidade.

Tabela 1. Microdureza Knoop média e desvio padrão (DP) obtida com o aparelho Radii.

Corpo prova	2mm	4mm	6mm	8mm
1	53,66 (2,91)	53,22 (2,76)	45,22 (3,23)	43,02 (2,26)
2	57,72 (5,46)	50,04 (1,94)	45,7 (2,82)	41,42 (0,78)
3	55,56 (2,72)	54,4 (4,24)	46,12 (3,12)	40,36 (1,55)
4	55,14 (5,18)	52,04 (2,62)	47,14 (3,63)	42,86 (0,40)
5	53,72 (2,61)	51,48 (3,11)	47,84 (1,68)	42,18 (0,96)
média	55,16	52,23	46,40	41,96
DP	1,66	1,66	1,07	1,09

Conforme a Tabela 2, a análise estatística, mostrou que a polimerização à profundidade de 2mm conferiu, ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos a 4mm, e estes por sua vez maiores que o grupo a 6mm, sendo que o grupo a 8mm obteve valores de microdureza estatisticamente inferiores aos demais grupos.

Tabela 2. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop em diferentes profundidades, obtido com o aparelho Radii.

Distancia	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$			
	1	2	3	4
2mm	55,1600			
4mm		52,2360		
6mm			46,4040	
8mm				41,9680
(p)	0.0102	0.0102	<.0001	<.0001

- Microdureza Single V (LED)

A Tabela 3 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm, do compósito Z-250, obtidos com o aparelho com tecnologia LED, Single V, às profundidades de 2, 4, 6, e 8mm. Pode-se observar que a média de microdureza diminui à medida que aumenta a profundidade da cavidade.

Tabela 3. Microdureza Knoop média e desvio padrão (DP) obtida com o aparelho Single V.

Corpo prova	2mm	4mm	6mm	8mm
1	59,50 (2,29)	51,83 (1,14)	45,26 (1,09)	38,92 (2,12)
2	60,48 (2,87)	50,56 (3,54)	44,52 (1,44)	39,18 (2,07)
3	59,48 (2,38)	47,99 (2,54)	41,12 (0,96)	37,08 (2,79)
4	56,48 (0,94)	47,04 (2,97)	43,86 (2,80)	38,80 (2,84)
5	56,88 (2,01)	47,78 (4,23)	43,68 (2,08)	37,86 (3,86)
média	58,56	49,04	43,64	38,36
DP	1,77	2,04	1,56	0,87

Conforme a Tabela 4, a análise estatística, mostrou que a polimerização à profundidade de 2mm conferiu ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos a 4mm, e estes por sua vez maiores que o grupo a 6mm, sendo que o grupo a 8mm obteve valores de microdureza estatisticamente inferiores aos demais grupos.

Tabela 4. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop em diferentes profundidades obtido com o aparelho Single V.

Distancia	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$			
	1	2	3	4
2mm	58,5640			
4mm		49,0400		
6mm			43,6480	
8mm				38,3680
(p)	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001

- Microdureza XL-2500 (lâmpada halógena)

A Tabela 5 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm, do compósito Z250, obtidos com o aparelho com lâmpada halógena XL-2500, às profundidades de 2, 4, 6, e 8mm. Pode-se observar que a média de microdureza diminui à medida que aumenta a profundidade da cavidade.

Tabela 5. Microdureza Knoop -média e desvio padrão (DP) obtida com o aparelho XL-2500.

Corpo prova	2mm	4mm	6mm	8mm
1	54,14 (2,47)	47,74 (4,98)	39,64 (3,50)	38,22 (3,27)
2	49,42 (1,65)	48,70 (3,18)	42,16 (3,07)	39,98 (1,84)
3	52,42 (2,11)	42,84 (3,40)	42,84 (1,73)	41,46 (2,26)
4	49,34 (1,69)	49,92 (3,33)	44,36 (2,11)	42,28 (1,81)
5	50,44 (3,04)	47,52 (2,49)	41,64 (2,29)	38,88 (1,83)
média	51,15	47,34	42,12	40,16
DP	2,08	2,69	1,72	1,70

Conforme a Tabela 6, a análise estatística, mostrou que a polimerização à profundidade de 2mm conferiu, ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos a 4mm, e estes por sua vez maiores que o grupo a 6mm. Não houve diferença estatística entre os grupos a 6 e 8mm.

Tabela 6. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop em diferentes profundidades obtido com o aparelho XL-2500.

Distancia	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
2mm	51,1520		
4mm		47,3440	
6mm			42,1280
8mm			40,1640
(p)	0.0011	0.0011	0.788

4.2 MICRODUREZA NAS PROFUNDIDADES 2, 4, 6 E 8mm.

As Tabelas de 7 a 14 apresentam os resultados referentes à microdureza, à média e ao desvio padrão e análise estatística, dos corpos de prova obtidos de todos os aparelhos fotoativadores nas profundidades de 2, 4, 6 e 8mm.

- Profundidade da cavidade de 2mm

A Tabela 7 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm do compósito Z250, obtidos com os três aparelhos fotopolimerizadores, à profundidade de 2mm.

Tabela 7. Microdureza Knoop -média e desvio padrão (DP) obtida com os aparelhos convencional e LED (2mm)			
Corpo prova	Radii	Single V	XL-2500
1	53,66 (2,91)	59,50 (2,29)	54,14 (2,47)
2	57,72 (5,46)	60,48 (2,87)	49,42 (1,65)
3	55,56 (2,72)	59,48 (2,38)	52,42 (2,11)
4	55,14 (5,18)	56,48 (0,94)	49,34 (1,69)
5	53,72 (2,61)	56,88 (2,01)	50,44 (3,04)
média	55,16	58,56	51,15
DP	1,66	1,77	2,08

Conforme a Tabela 8, a análise estatística, mostrou que os aparelhos com LED conferiram, ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos com o aparelho convencional de lâmpada halógena, sendo o aparelho Single V aquele que obteve valores de microdureza superiores, comparado com os outros dois aparelhos.

Tabela 8. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop a profundidade de 2mm.			
Aparelho	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Radii		55,1600	
Single V	58,5640		
XL-2500			51,1520
(p)	0.0031	0.0031	0.0006

- Profundidade da cavidade de 4 mm

A Tabela 9 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm do compósito Z250, obtidos com os três aparelhos fotoativadores, à profundidade de 4mm.

Tabela 9. Microdureza Knoop - média e desvio padrão (DP) obtida com os aparelhos convencional e LED (4mm)			
Corpo prova	Radii	Single V	XL-2500
1	53,22 (2,76)	51,83 (1,14)	47,74 (4,98)
2	50,04 (1,94)	50,56 (3,54)	48,70 (3,18)
3	54,40 (4,24)	47,99 (2,54)	42,84 (3,40)
4	52,04 (2,62)	47,04 (2,97)	49,92 (3,33)
5	51,48 (3,11)	47,78 (4,23)	47,52 (2,49)
média	52,23	49,04	47,34
DP	1,66	2,04	2,69

Conforme a Tabela 10, a análise estatística, mostrou que o aparelho Radii conferiu, ao compósito avaliado, valores de microdureza superiores aos obtidos com o aparelho convencional de lâmpada halógena; o aparelho Single V não mostrou diferença estatisticamente significante entre os dois aparelhos.

Tabela 10. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop a profundidade de 4mm.		
Aparelho	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$	
	1	2
Radii	52,2360	
Single V	49,0400	49,0400
XL-2500		47,3440
(ρ)	0,0053	0.1275

- Profundidade da cavidade de 6mm

A Tabela 11 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo de um incremento de 2mm do compósito Z250, obtidos com os três aparelhos fotoativadores à profundidade de 6mm.

Tabela 11. Microdureza Knoop - média e desvio padrão (DP) obtida com os aparelhos convencional e LED (6mm)			
Corpo prova	Radii	Single V	XL-2500
1	45,22 (3,23)	45,26 (1,09)	39,64 (3,50)
2	45,70 (2,82)	44,52 (1,44)	42,16 (3,07)
3	46,12 (3,12)	41,12 (0,96)	42,84 (1,73)
4	47,14 (3,63)	43,86 (2,80)	44,36 (2,11)
5	47,84 (1,68)	43,68 (2,08)	41,64 (2,29)
média	46,40	43,64	42,12
DP	1,07	1,56	1,72

Conforme a Tabela 12, a análise estatística, mostrou que o aparelho Radii conferiu, ao compósito avaliado, valores de microdureza superiores aos obtidos com o aparelho convencional de lâmpada halógena, e o aparelho Single V, não havendo diferença estatística entre estes dois últimos aparelhos.

Tabela 12. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop a profundidade de 6mm.		
Aparelho	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$	
	1	2
Radii	46,4040	
Single V		43,6480
XL-2500		42,1280
(p)	0.0151	0.1710

- Profundidade da cavidade 8mm

A Tabela 13 mostra os valores médios e desvios padrão da microdureza Knoop do fundo, de um incremento de 2mm do compósito Z250, obtidos com os três aparelhos fotopolimerizadores à profundidade de 8mm.

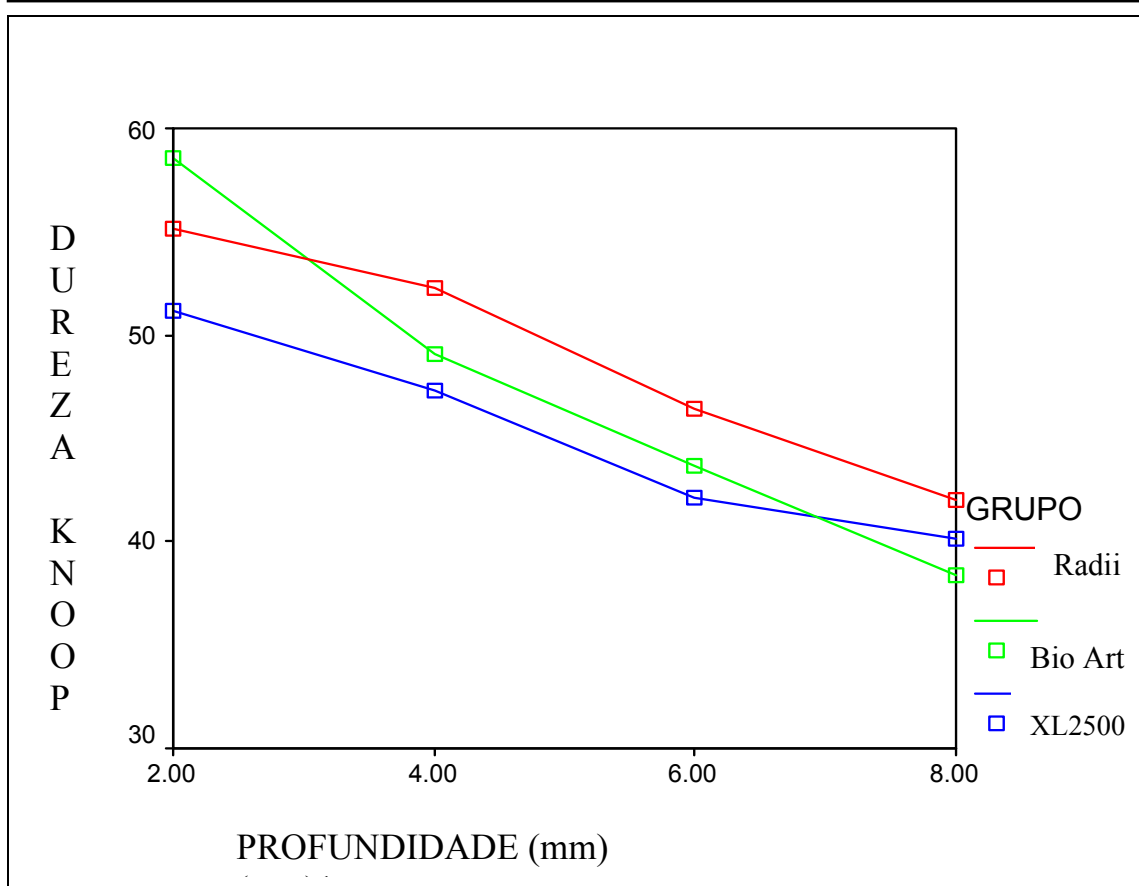
Tabela 13. Microdureza Knoop - média e desvio padrão (DP) obtida com os aparelhos convencional e LED (8mm)			
Corpo prova	Radii	Single V	XL-2500
1	43,02 (2,26)	38,92 (2,12)	38,22 (3,27)
2	41,42 (0,78)	39,18 (2,07)	39,98 (1,84)
3	40,36 (1,55)	37,08 (2,79)	41,46 (2,26)
4	42,86 (0,40)	38,80 (2,84)	42,28 (1,81)
5	42,18 (0,96)	37,86 (3,86)	38,88 (1,83)
média	41,96	38,36	40,16
DP	1,09	0,87	1,70

Conforme a Tabela 14, a análise estatística, mostrou que o aparelho Radii conferiu, ao compósito avaliado, valores de microdureza estatisticamente superiores aos obtidos com o aparelho de lâmpada halógena, e este por sua vez maior que o aparelho SingleV.

Tabela 14. Análise estatística (teste de Tukey) para comparação entre as médias de microdureza Knoop a profundidade de 8mm.			
Aparelho	Subconjuntos para $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Radii	41,9680		
Single V			38,3680
XL-2500		40,1640	
(p)	0,00	0,022	0,023

Na Fig. 11, pode ser observada, graficamente, uma tendência comum dos diversos aparelhos fotoativadores de promover durezas cada vez menores à medida que aumentava a profundidade da cavidade.

Figura 11. Microdureza dos aparelhos em função da profundidade da cavidade.



5. DISCUSSÃO

O desenvolvimento dos compósitos fotopolimerizáveis modernos representa um grande avanço para a Odontologia Restauradora, uma vez que esses materiais permitem excelente estética, com facilidade de manipulação e controle do tempo clínico. Um dos grandes desafios que ainda persistem na Odontologia é a garantia de um ótimo desempenho clínico, que, por sua vez, depende muito das propriedades dos materiais.

Um fator crucial para a obtenção de boas propriedades físicas e mecânicas é uma adequada polimerização, evitando que permaneçam no material restaurador, oligômeros ou monômeros residuais. A presença desses monômeros, por serem tóxicos, reduz o potencial de defesa dos tecidos vivos e podem ser responsáveis pela irritação dos tecidos adjacentes ao dente. Segundo Yap, em 2000b, incrementos de compósitos subpolimerizados podem ser agressivos aos tecidos com os quais mantêm relação, como é o complexo dentino-pulpar e a gengiva marginal, pela possível liberação de formaldeído e ácido metacrílico.

5.1 COMPÓSITO

Diversos fatores influenciam no grau de polimerização de um compósito: cor, composição, tipo e concentração de fotoiniciador e a quantidade de resina a ser inserida em cada incremento (SWARTZ; PHILLIPS; RODHES, 1983; AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1985; NOORT, 2004).

No que se refere ao tipo de compósito, neste trabalho foi utilizado o Filtek Z-250. Na composição da sua matriz orgânica, aparece o BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA, sendo que estes dois últimos substituíram em parte o TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato) da resina Z-100, devido ao fato que este proporcionava um alto grau de ligações cruzadas, produzindo um compósito demasiado rígido e de alta contração. A vantagem dessa nova

composição é que apresenta um número menor de ligações duplas, levando a uma menor contração, sem diminuir o grau de conversão. Neste trabalho, tanto o fator cor quanto o tipo de resina foram únicos para garantir a inexistência de vieses. Além disso, a resina Z-250 tem sido avaliada em múltiplas pesquisas com desempenho satisfatório, justificando a sua escolha para este trabalho (TARLE et al., 2002; YOON et al., 2002; BRAGA; HILTON; FERRACANE, 2003; CALDAS et al., 2003; CAMPREGHER, 2003; RAMOS; NETTO; BURGER, 2003; POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2003; TSAI, MEYERS, WALSH, 2004).

Alguns trabalhos mostram que a técnica de inserção da resina composta na cavidade pode influenciar na tensão de contração de polimerização. Diversas técnicas têm sido desenvolvidas para diminuir a contração. A técnica do incremento único geralmente é usada para mostrar as maiores limitações do material restaurador, motivo pelo qual esta foi a técnica escolhida para a confecção de todos os corpos de prova envolvidos neste trabalho, além de garantir a sua padronização (CARVALHO; PEREIRA; YOSHIYAMA, 1996; BERTOLDI, 2003; POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2003; VENTURIM, 2004).

Também a espessura do incremento é uma variável no processo de polimerização dos compósitos, sendo que incrementos superiores a 2mm resultam em polimerização insuficiente do material (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994; SHORTALL; HARRINGTON, 1996; YAP, 2000a; CALDAS et al., 2003). Além disso, em um mesmo incremento, a luz atinge de maneira distinta os pontos mais superficiais e mais profundos do material, conforme constatado por Pires e colaboradores, (1993); Sobrinho, Goes e Consani (1996); Polionato, (1998); Poskus; Plácido e Cardoso; (2003) e Arossi, (2004), que avaliaram a microdureza de topo e de fundo de diversos compósitos, obtendo como resultados que a microdureza de topo foi sempre superior a do fundo e que tal fato pode

estar relacionado à maior dificuldade que a luz fotoativadora tem para atingir regiões mais profundas do material. Sendo assim, neste trabalho, a espessura do incremento foi padronizada em 2mm. A ênfase dada em avaliar a microdureza de fundo foi devida ao fato de que é o material de fundo que permanece em contato com o tecido vivo, uma vez que nem sempre que a microdureza da superfície parece satisfatória o mesmo vai ocorrer no fundo da restauração, devido a um menor grau de conversão de material a ser polimerizado.

Um alto grau de conversão é desejável para se obter ótimas propriedades mecânicas, pois qualquer falha de polimerização promove uma restauração deficiente, podendo levar ao insucesso clínico (FERRACANE; MITCHEM; CONDON, 1997; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000; IMAZATO et al., 2001; TARLE et al. 2002; YOON et al., 2002;).

5.2 FONTE DE LUZ

Além dos fatores cor, composição e quantidade de fotoiniciador que são dependentes do tipo de compósito a ser utilizado, os fatores que mais influenciam na polimerização dos compósitos são os que estão ligados ao aparelho fotoativador, como o tipo, a intensidade da fonte de luz, o tempo de exposição e a distância da ponteira (CHUNG, 1990; BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; MIYAZAKI et al., 1998; SOBRINHO et al., 2000; FELIX; PRICE, 2003).

O tipo de fonte mais utilizado na polimerização dos diversos materiais fotossensíveis tem sido a lâmpada halógena, que apresenta como principal vantagem o ter-se domínio sobre a tecnologia. No entanto, apresentam muitas limitações como vida útil curta, elevado consumo de energia e produção de calor, o que pode causar dano pulpar. Além disso, tais aparelhos precisam de um sistema de ventilação para poder esfriar a

lâmpada – e como a corrente de ar entra e sai através de fendas, a desinfecção pode não ser o suficientemente adequada, além de gerar considerável ruído.

Na tentativa de eliminar essas limitações, tem surgido no mercado uma nova tecnologia de fotoativação, como é o caso dos LEDs. A tecnologia do LED apresenta como vantagem a possibilidade de produzir aparelhos com vida útil prolongada, baixo consumo de energia, produzindo uma quantidade mínima de calor, não precisando assim de sistema de ventilação. Por esse motivo, neste trabalho foram avaliados os aparelhos LEDs, por serem uma tecnologia nova na Odontologia e com vantagens em comparação ao aparelho convencional de lâmpada halógena.

Sendo um fator importante o controle da intensidade de luz emitida pelo aparelho fotoativador, diversos artigos, avaliando lâmpadas halógenas, concluíram que a quantidade mínima para que um incremento de compósito seja polimerizado é de $300\text{mW}/\text{cm}^2$ (BARGHI; BERRY; HATTON, 1994; SHORTALL; HARRINGTON, 1996; LEONARD et al., 2001; FAN et al., 2002) Neste trabalho, todos os aparelhos apresentam mais de $300\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidade, conforme aparece no Quadro 1.

5.3 CONFECÇÃO DAS MATRIZES

Outro fator muito importante a ser considerado é o material das matrizes. Muitos trabalhos que inferem sobre o grau de polimerização por meio da avaliação da dureza do compósito utilizam matrizes artificiais como metálicas (SOBRINHO et al., 2000; CALDAS et al., 2003; CAMPREGHER, 2003; PRICE et al., 2003; RAMOS; NETTO; BURGUER, 2003; UHL; SIGUSH; JANDT, 2004), de silicone (HOFFMAN et al., 2000) ou de politetrafluoretileno (KAYS; SNEED; NUCKLES, 1991; LEONARD et al., 2003; UHL; MILLS; JANDT, 2003), que apesar de serem métodos de referência, muito se distanciam

das condições clínicas especialmente, no que se refere à reflexão de luz (WATTS; CASH, 1994; PRICE; FELIX ; ANDREOU 2003).

Neste trabalho, tentou-se uma aproximação da realidade clínica, motivo pelo qual foram confeccionadas as matrizes utilizando tecido dentário, assim como também protegendo a ponteira do aparelho fotoativador com filme de PVC, simulando uma barreira para controle de biossegurança.

5.4 PROFUNDIDADE DA CAVIDADE

Segundo Pires e colaboradores (1993); Price e colaboradores (2000); Meyer; Ernst; Willershausen, (2002); Felix e Price (2003), quanto maior a distância da fonte ao objeto, menor será a intensidade da luz e por conseqüência menor a capacidade de polimerização. Situações clínicas com tal característica podem acontecer no caso de restaurações onde o primeiro incremento de compósito fica afastado da fonte de luz, como é o caso de cavidades proximais extensas, reconstrução de preparo para restaurações indiretas e fechamento de acesso endodôntico, entre outros.

Price e colaboradores, em 2000, realizaram preparos proximais em molares permanentes e obtiveram como profundidade máxima das caixas mesiais e distais, desde a ponta da cúspide até o piso gengival de $6,3 \pm 0,7$ mm, e desde a ponta da cúspide até o piso pulpar antes de atingir a câmara pulpar, de $4,6 \pm 0,5$ mm. Segundo Ten Cate, em 2001, a espessura do esmalte de um dente permanente pode variar entre 2 e 2,5mm, e a espessura da dentina varia entre 4,5 e 5,5mm, podendo os tecidos duros, aquém da polpa, atingir 8mm de espessura. Por esse motivo, neste trabalho a profundidade de 8mm foi utilizada como um limite máximo, clinicamente representativo.

5.5 MICRODUREZA

Como se tinha dito anteriormente, o que se procura em uma restauração é um ótimo desempenho clínico e este depende de um adequado grau de polimerização. Segundo Asmussen, (1982), Ferracane, (1985), Rueggeberg e Craig, (1988), Pilo e Cardash (1992), a dureza Knoop é um excelente ensaio para se inferir sobre o grau de conversão de monômero de um compósito, motivo pelo qual o ensaio de microdureza foi utilizado como método indireto de avaliação do grau de conversão do compósito. Além disso, quanto maior a microdureza, melhores serão as propriedades mecânicas do material (KANCA, 1989).

Muitos estudos realizaram as medidas de microdureza após 24h (SOBRINHO et al., 2000; CALDAS et al., 2003; CAMPREGHER, 2003; POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2003; SOH; YAP; SIOW, 2003). Neste trabalho, as medidas de microdureza foram realizadas 15 min após ter confeccionado o corpo de prova, já que foi demonstrado que após 24h ocorre um aumento na polimerização (PILO, CARDASH 1992; PRICE; FELIX; ANDREOU 2003).

Foram utilizados como referência de comparação os valores obtidos pela polimerização realizada com a lâmpada halógena, considerado como o grupo controle. Essa escolha foi feita uma vez que a tecnologia da lâmpada halógena é ainda a mais amplamente empregada na polimerização de materiais fotossensíveis e por apresentar resultados conhecidos e aprovados.

Com respeito aos resultados, pode-se observar nas Tabelas de 1 a 6 que os valores de microdureza diminuem com o aumento da profundidade, concordando com os trabalhos de Meyer e colaboradores, em 2002, e Felix e Price, em 2003, que avaliaram o efeito da distância sobre a intensidade de diversos aparelhos fotoativadores e concluíram que

aumentando a distância, a intensidade da luz que chegava na superfície a ser polimerizada, diminuía. Em todas as tabelas, as diferenças de microdureza foram estatisticamente significativas, com exceção do aparelho XL-2500, no qual não houve diferença estatisticamente significativa entre as distâncias de 6 e 8mm. Meyer e colaboradores, em 2003, avaliando a influência da distância sobre a intensidade de uma lâmpada halógena Optilux 501 – Standard, observaram que de 6 para 8mm acontece uma diminuição na intensidade de apenas 4%, o que poderia explicar os achados deste trabalho.

Nas Tabelas de 7 a 12, pode-se observar que os aparelhos LED obtiveram valores superiores ao aparelho convencional de lâmpada halógena. Isto pode ser explicado, devido a que pico de comprimento de onda do LED (460-470nm) é mais próximo do pico de absorção da CQ que é de 465 nm, em comparação com o aparelho convencional que é de 490nm (MILLS et al., 1999; CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES, 2003; FRANCO; LOPES, 2003).

Outro dado interessante a ser observado diz respeito ao aparelho Single V, que obteve maiores valores de microdureza que o aparelho Rádi na profundidade de 2mm. Segundo Price e colaboradores, em 2000, esses resultados estão associados ao tipo de ponteira de cada um dos aparelhos. No caso do Single V, a ponteira é de fibra óptica, modelo Turbo, fabricada com o objetivo de aumentar a profundidade de polimerização, assim como de diminuir o tempo de irradiação. Esse tipo de ponteira tem como principal característica um diâmetro de saída distal de 8mm e um diâmetro de entrada proximal de 13mm (próximo à fonte de luz). Isso significa que as fibras ópticas individuais possuem um diâmetro maior na entrada proximal e um diâmetro menor na saída distal, sendo assim esse tipo de modelo permite ter, uma maior quantidade de fibras ópticas por mm², aproximadamente 85 fibras/mm², comparados com as ponteiros convencionais, como é o

caso do aparelho XL-2500, que possui 8mm de diâmetro tanto na entrada como na saída, tendo assim menor número de fibras ópticas comparado ao modelo Turbo que consiste aproximadamente de 52 fibras/mm² (PRICE et al, 2000; FELIX et al.,2003), concordando com Curtis e Rueggeberg, (1995), que mostraram que as ponteiros tipo Turbo têm sido indicadas para aumentar o grau de conversão em incrementos de compósito de 2mm. Também neste trabalho pode ser observado na tabela 8 que o LED Single V obteve maiores valores de microdureza comparados aos demais aparelhos a 2mm de distância. No entanto, à medida que a profundidade da cavidade foi aumentando, o aparelho Single V teve uma diminuição nos valores de microdureza, obtendo valores que não diferiam estatisticamente dos da lâmpada halógena (tabelas 10, 12,14). Isso pode ser explicado devido ao ângulo de difusão de luz das ponteiros tipo Turbo ser de 53° a 54° em comparação com as ponteiros convencionais que são de 25°. Isso significa que, aumentando a profundidade, maior será o espalhamento da luz no caso das ponteiros turbo, por consequência, menor será o número de fótons que chegará ao material a ser polimerizado (PRICE et al, 2000). Isso também pode ser confirmado com o trabalho de Meyer, em 2002, no qual de 2mm para 4mm acontece uma diminuição na intensidade de luz de aproximadamente duas vezes em relação à ponteira convencional .

Nas tabelas 11 e 12, quando a profundidade da cavidade foi de 6mm, o aparelho Rádi promoveu valores estatisticamente superiores de microdureza do compósito, em relação aos demais aparelhos. A explicação para tal, talvez seja que o Rádi não possua ponteira, evitando a dispersão de luz.

Na distância de 8mm, o aparelho que obteve menores resultados foi o Single V, provavelmente pelo fato de possuir ponteira tipo Turbo, que promove com aumento da

distância uma maior diminuição na intensidade da luz e por consequência menores valores de microdureza.

Como podem ser observados neste trabalho, os valores de microdureza foram muito influenciados pelo tipo de ponteira do aparelho fotoativador. Nos dados obtidos, pode-se verificar que o aparelho Single V proporcionou maiores valores de microdureza em uma pequena profundidade, sendo superiores aos demais aparelhos, mas, quando se aumentava a profundidade da cavidade, os valores de microdureza diminuía. Outro fator importante pode ser a presença ou não de uma ponteira de fibra óptica. Como pode ser observado no aparelho Radium, que não possui fibra óptica, o LED fica na porção extrema de saída de luz do aparelho. Por esse fato pode se inferir que acontece um mínimo espalhamento de luz devido à fonte de luz ficar em contato quase direto com o material restaurador, não acontecendo uma perda na intensidade em relação aos aparelhos com ponteiros, permitindo uma melhor polimerização e consequentemente melhores propriedades no compósito.

Além disso, pelo fato do LED ser pequeno e não produzir calor excessivo em comparação com as lâmpadas halógenas, ele pode ficar mais próximo ao tecido dentário, em comparação à lâmpada halógena, que, por ser de maior tamanho, e precisar de filtro de luz, assim como sistema de refrigeração, obrigatoriamente precisa de uma ponteira para poder conduzir a luz e não causar lesões aos tecidos dentários.

Considerando que a dureza é um método de avaliar indiretamente o grau de conversão do compósito, os resultados de Andrus e colaboradores, em 2004, corroboram os achados deste trabalho quando afirmam que a 5mm de distância os quatro aparelhos LED avaliados promoveram grau de conversão no compósito estatisticamente superior àquele obtido com a lâmpada halógena. A superioridade do LED também foi observada por Uhl e colaboradores, em 2004, no que se refere à profundidade de polimerização.

Os resultados deste trabalho mostraram que não somente a intensidade de saída de luz é determinante para analisar o desempenho de um aparelho fotoativador, mas também o seu “design” e componentes, de forma que apenas o n° de mW/cm² detectados por um radiômetro não é critério suficiente para escolha do aparelho fotoativador.

Mesmo que o ensaio de dureza seja o método mais comum de mensurar indiretamente o grau de conversão e outras propriedades mecânicas do compósito, outras propriedades devem ser analisadas antes que se possa afirmar que os aparelhos fotoativadores que usam a tecnologia LED, especialmente aqueles sem ponteira, apresentam melhor desempenho em variadas profundidades de até 8mm.

6. CONCLUSÕES

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos, conclui-se que:

- 1- Todos os aparelhos promoveram uma redução estatisticamente significativa na microdureza do fundo do material restaurador com o aumento da profundidade da cavidade.
- 2- O aparelho Single V (LED) obteve valores maiores de microdureza à profundidade de 2mm em relação aos demais aparelhos. No entanto, com o aumento da profundidade os valores de microdureza diminuíram consideravelmente obtendo valores inferiores, em relação ao aparelho Radian (LED) e similares, com o aparelho XL-2500 (lâmpada halógena), com exceção da distância de 8mm, que apresentou valores inferiores aos demais, sendo estatisticamente significativa.
- 3- O aparelho Radian (LED) obteve valores de microdureza superiores à lâmpada halógena em todas as profundidades, apresentando diferenças estatisticamente significantes. Em relação ao aparelho Single V, também demonstrou superioridade estatisticamente significativa em todas as profundidades, com exceção da profundidade de 2mm.

REFERÊNCIAS

3M BRASIL. Catálogo Geral de Produtos. Disponível em: <<http://www.3mespe.com.br>>. Acesso em: 20 Ago. 2004.

ANDRUS, J; DUNN, W; VANDAWALLE, K. Degree of conversion of composite resin with LED curing lights. Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_41959.htm> , Acesso em: 20 Jun. 2004.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION; Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, Visible light-cured composites and activating units. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v. 110 p. 100-103, 1985.

AROSSI, G. **Avaliação de microdureza superficial de Resinas Compostas submetidas a diferentes métodos de polimerização**, Canoas, 2004, 95f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia da Universidade Luterana de Brasil, Porto Alegre.

ASMUSSEN E Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. **Scand J Dent Res.** Denmark, v. 6, no. 484-489, Dec. 1982.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT. A. Light-Emitting Diode Curing: Influence on Selected Properties of Resin Composites. **Quintessence Int.**, Berlin ,v. 34, no. 1, p. 71-75, Jan. 2003.

BARGHI, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluating Intensity Output of Curing Lights in Private Dental Offices. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 125, no. 7, p. 992-996, July 1994.

BRAGA, R; HILTON, T, FERRACANE, J. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. **J Am Dent Assoc.** Chicago, v.134, no.6, p.721-728, Jun, 2003.

BENNETT, A.; WATTS, D. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. **Dent. Mat.**, Copenhagen v.20, no.1 p. 72-79, Jan, 2004

BERTOLDI, A. Aspectos Negativos de las Resinas Compuestas: Infiltración Marginal. **Rev. Asoc. Odont. Arg.**, Buenos Aires, v. 91, no. 4, p. 288-299, Ago-Sept. 2003.

CALDAS, D. et al., Influence of curing tip distance on resin composite knoop hardness, using three different light curing units. **Oper. Dent.** Seattle, v.28, no.3, p.315-322, May-Jun, 2003.

CAMPREGHER, U. **Eficácia do LED como Fonte de Polimerização de um Compósito**. Porto Alegre, 2003. 61f. Dissertação (Mestrado em Clínicas Odontológicas – Materiais

Dentários) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

CARVALHO, R et al., Review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.**, Seattle, v.21, no.1 p.17-24, Jan-Feb.1996.

CHUNG, K. H. The Relationship Between Composition and Properties of Posterior Resin Composites. **J. Dent. Res.**, Alexandria, v. 69, no.3, p. 852-856, Mar. 1990.

CORRÊA, I, **Análise do grau de conversão de uma resina experimental fotopolimerizável : um estudo espectrométrico em função de diferentes fotoiniciadores e fontes de luz.** 2003. 151f. Dissertação (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES- CRA NEWS . – **LED**, Curing Light Resin Compatibility. disponível em: <[http:// www.cranews.com](http://www.cranews.com)> .Acesso em 08 Dez. 2003

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES- CRA NEWS . – **LED**, Resin Curing Lights. disponível em: <[http:// www.cranews.com](http://www.cranews.com)> .Acesso em 27 jul 2004.

CRISPIN,J. et al. **Bases Prácticas de la Odontología Estética.**..Barcelona: Masson, 1998. 304p.

CURTIS; RUEGGEBERG. Curing efficiency of the turbo tip, **Gen Dent.** Chicago, v.43, no.5. p.428-433, Sept-Oct. 1995

DENTAL EQUIPMENT AND MATERIAL disponível em :
< [http:// www.dentalequipment&material.com/envisioningthefuturewithled](http://www.dentalequipment&material.com/envisioningthefuturewithled)> Acesso em 14 Set de 2004

DIETSCHI, D; MARRET, N; KREJCI, I. Comparative Efficiency of Plasma and Halogen Light Sources on Composite Micro–Hardness in Different Curing Conditions. **Dent Mater.** Copenhagen, v.19, no. 6, p.493-500, Sept.2003.

DUNN, W. J.; BUSH, A. A Comparison of Polymerization by Light-Emitting Diode and Halogen-Based Light-Curing Units. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v. 133, no. 3, p. 335-341, Mar. 2002.

DUNN W. J.; TALOUMIS, L. J. Polymerization of Orthodontic Resin Cement with Light-Emitting Diode Curing Units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 12, no. 3, p. 236-241, Sept. 2002.

FAN et al. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v.133 no.4 p.129-434 , Apr. 2002.

FELIX,C.; PRICE, R. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights **J. Adhes Dent**, England v. 5 n. 4 p.283-291, May, 2003

FERRACANE, J Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. **Dent Mater**. Copenhagen, v. 1, no. 1, p. 11-14, Feb, 1985.

FERRACANE J. Wear and Marginal Breakdown of Composites with Various Degrees of Cure. **J. Dent. Res.** Washington, v.76, no 8, p.1508-1516, Aug. 1997

FRANCO, E.; LOPEZ, L. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos, **Biodonto**, v.1, n.2 Mar/Abr, 2003.

FRIEDAM, J. Variability of lamp, characteristics in dental curing lights. **J. Esthet Dent** Hamilton, v.1 n. p.189-190, Nov/Dec.1989.

GEORGES, A., et. al. Curing Light Intensity Effects on Wear Resistance of Two Resins Composites. **Oper. Dent.** Seattle, v.27, no.4, p. 410-417, Jul/Ago 2002

GOODIS, H.E., et. al. Pulp Chamber Temperature Changes with Visible-Light-Cured Composites in Vitro. **Dent. Mater.**, Killington, v. 6, no. 2, p. 99-102, Apr. 1990.

HOFMANN, N. et al., Comparison between a Plasma Arc Light Source And Conventional Halogen Curing Units Regarding Flexural Strength, Modulus, and Hardness of Photo Activated Resin Composites. **Clin Oral Invest**.v.4 n. 3 p.140-147, Sept. 2000.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Dentistry – Polymer-Based Filling, Restorative and Luting Materials: ISO 4049**. 3thed. Genova, 2000. 34p.

IMAZATO, S. et al. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR **Dent. Mater**. Copenhagen, v. 17,no.2 p.178-183, Mar. 2001.

JANDT, K, et al., Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**. Copenhagen, v. 16, no. 1, p. 41- 47, Jan. 2000.

JONTELL, M. et al. Effects of Unpolymerized Resin Components on the Function of Accessory Cells Derived from the Rat Incisor Pulp. **J. Dent. Res.** Washington, v.17, no.2,p. 178-183, May. 1995.

KANCA, J. The effect of heat on the surface hardness of light-activated composite resins **Quintessence Int.**, Berlin, v.20 no.12 p.899-901, Dec.1989.

KAYS; SNEED; NUCKLES, Microhardness of class II composite resin restorations with different matrices and light positions., **J. Prosthet. Dent**. St Louis, v. 65, no. 4, Apr. 1991.

KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes, **J. Oral Rehab.** Oxford, v. 28, no. 6 p.586-591, Jun, 2001.

LEONARD, D. et al. Determination of the minimum irradiance required for an adequate polymerization of a hibryd and a microfill composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 26, no. p.176-180, 2001.

LEONARD, D. Light-emitting diode curing lights, Part I. **J Esthet Restor Dent.** Canada, v.15, no. 2, p. 123-126, 2003.

LUMILED. Lumileds Lighting Co. San Diego, disponível em < <http://www.lumiled.com>> Acesso em 23 Ago 2004.

MEYER, G.; ERNST, C.; WILLERSHAUSEN, B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. **J Adhes Dent.** England, v.4, no.3, p. 197-204, 2002.

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.**, London, v. 24, no. 8, p. 388-391, Apr. 1999.

MIYAZAKI, M. et al. Evaluation of Curing Units Used in Private Dental Offices. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 23, no. 2, p. 50-54, Mar./Apr. 1998.

MURRAY. Ultraviolet Light and Ultraviolet Light Activated Composite Resins. **J. Prosthet. Dent.** v.46, no.2 pág 167-170, Aug.1981.

NAKAMURA, S; SENOH, M; IWASA, N. High power InGaN single – quantum- well structure blue and viole light – emitting diode. **Appl. Phys. Lett.** v.67, p.1868-1970; 1995.

NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent. Mater. J.** v. 16, no.1 p. 60-73, Jun. 1997.

NOORT, R. van. **Introdução aos Materiais Dentarios.** 2º edição, ed. Art Med, 2004.

PILO, R.; CARDASH, H. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. **Dent Mater.** Copenhagen, v. 8,no.5, p.299-304, Sep. 1992.

PIRES, J. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence Int.** Berlin, v.24, no.7, p.517-521, Jul.1993.

POLIONATO, M. **Avaliação da Resistência Flexural, Dureza e Desgaste de Resinas Compostas Fotoativadas com Luz Halogena e Laser de Argônio em Diferentes Atmosferas.** São Paulo, 1998. 123p. Tese (Doutorado em Materiais Dentários)- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

POSKUS,T.; PLACIDO, E.; CARDOSO, P. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. **Dent Mater.** Copenhagen, v. 20, no. 8, p.726-732, Oct. 2004.

PORKO, C.; HIETALA, E. Pulpar temperature change with visible light-curing. **Oper. Dent.** Seattle,v. 26, p.181-185, 2001.

PRICE, R. et al. Effect of the Distance on the Power Density from two Lights Guides **J Esthet Dent.** Hamilton v.12, no.6, p. 320-333, 2000

PRICE, R; FELIX, C; ANDREU, P. Evaluation of a second generation Led Curing light. **J. Can Dent. Assoc.** Ottawa, v.69 n.10 p. 666-666i Nov. 2003

RAMOS, R.; NETTO, N.; BURGER, R. Microdureza da superfície de duas resinas compostas fotoativadas por aparelhos com lâmpadas halógenas e aparelhos com lâmpadas LED. **Rev. Odontol. UNICID.** v.15, n. 3, p. 201-211, Set / Dez. 2003.

RUEGEBBERG, F. A.; CRAIG, R. G. Correlation of Parameters Used to Estimate Monomer Conversion in a Light-cured Composite. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 67, no. 6, p. 932-937, June 1988.

RUEGEBBERG, A.; CAUGHMAN, W.; CURTIS, J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent.** Seattle, v. 19, no.1, p. 26-32, Jan/Feb. 1994

SHORTALL, A.; HARRINGTON, E., Effect of light intensity on polymerization of three composite resin. **J. Prosthodont. Restor. Dent.**, v. 24, no 2, p.71-76,1996.

SHORTALL, A.; HARRINGTON, E., Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. **J Oral Rehabil.** Oxford. v.25, no.12, p. 908-913, Dec. 1998.

SILIKAS, N. et al. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. **Dent Mater.** Copenhagen, v.16, no. p. 292-296, 2000

SOH, M. ; YAP, A.; SIOW, K. Effectiveness of composite cure associated with different curings modes of LED lights. **Oper Dent.** Seattle,v. 28, no. 4, p. 371-377, 2003.

SOBRINHO, L.; GÓES, M.;CONSANI, S. Correlation between light intensity-exposure time on the hardness of a composite resin **J. Dent. Res.**, v. 75, p. 295, 1996.

SOBRINHO, L. et al. Influence of curing tip distance on composite knoop hardness values. **Braz. Dent. J.** v.11 p.11-7, 2000.

SOUTHERN DENTAL INDUSTRIES LIMITED disponível em: <<http://www.sdi.com.au>> Acesso em 28 Jul 2004.

STAHL, F. et al. Light-Emitting Diode (LED) Polymerisation of Dental Composites: Flexural Properties and Polymerisation Potential. **Biomaterials**, Guilford, v. 21, no. 13, p. 1379-1385, Jul 2000.

SUZUKI, S.; SUZUKI, H.; COX, C. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v. 127, no.1,p.74 – 80, Jan. 1996

SWIFT, E. Ask the experts- visible light curing, **J.Esthet. Restor. Dent.** v.13, no.1, p.16-17, 2001.

SWARTZ, M.; PHILLIPS, R.; RHODES, B. Visible light activated resins –depht of cure, **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago,v.106, no. p. 634-637, 1983

TARLE, Z. et al. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue led curing unit. **J Oral Rehab.**, Oxford, v. 29, no. p. 662-667, 2002.

TEN CATE, R. **Histologia Bucal desenvolvimento, estrutura, função** , 5º edição, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2001

TSAI, P.; MEYERS, I.; WALSH, L. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent. Mater.** Copenaghen,v.20, no.4, p.363-369, May.,2004

ULTRADENT USA. South Jordan, Utah USA. disponível em: <<http://www.ultradent.com>> Acesso em 12 Jun de 2004.

UHL, A; SIGUSCH, B; JANDT, K. Second Generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent. Mater.** Copenaghen, v. 20 n.1 p. 80-87, Jan., 2004

UHL, A.; MILLS, R; JANDT, K. polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomaterials**. Oxford. v. 24 p.1809-1820, 2003.

VENTURIM, L et al. Efeito das técnicas de inserção de compósitos odontológicos sobre a microinfiltração marginal. **Rev Odontociencia** Porto Alegre, v.19, n.44, Abr/Jun, 2004.

WATTS D, CASH J; Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light in to aesthetic dental biomaterials, **J. Dent.** Bristol,v.22. 112-117, 1994.

WIKIPEDIA, disponível em: < <http://www.wikipedia.com>> Acesso em 20 Jun 2004.

WHITTERS, C. Curing of dental composites by use of InGaN light emmitting diodes, **Optics Letters** v. 24, no.1, Jan 1999

YAP, A. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: Impact of cavity depth and exposure time. **Oper. Dent.** Seattle, v.25, p.113-120, 2000a

YAP, A. Release of methacrylic acid from dental composites **Dent. Mater.** Copenhagen, v.16 no.3 p. 172-179, 2000b

YAP, A; SOH, M. Thermal emission by different light curing units. **Oper. Dent.** Seattle, v. 28 n.3 p. 260-266, May/Jun, 2003

YOON, T.H. et al. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. **J. Oral Rehabil.** Oxford, v. 29, no. 12, p. 1165-1173, Dec. 2002.