

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

EDUARDO DALL'AGRO
CIRURGIÃO-DENTISTA

INFLUÊNCIA DAS CUNHAS REFLETORAS NO GRAU DE
DUREZA KNOOP DE COMPOSITOS ODONTOLÓGICOS

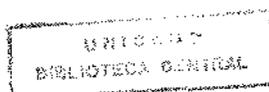
Orientador: Prof. Dr. MÁRIO FERNANDO DE GOES ✎

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Univer-
sidade Estadual de Campinas para
obtenção do Título de Mestre em
Ciências - Área: Materiais Dentários.

PIRACICABA - S. P.

1991

BC/9102049



Aos meus pais, Enyr e Gecy, que com o apoio, carinho e dedicação que vem demonstrando durante toda minha vida, me ensinaram o caminho do bem, do amor e da honestidade.

Ao meu irmão Adriano, amigo de todos os momentos, que honrou-me com demonstrações de confiança e incentivo.

À Luciana, que me prestigiou com sua compreensão e entusiasmo, meu agradecimento muito especial pelo significado que você tem para mim.

Ao Professor Doutor Mário Fernando de
Goes, que pela amizade durante o nosso
convívio, permitiu-me usufruir seus co
nhecimentos científicos, dinamismo e
capacidade de trabalho. Meu reconheci
mento e gratidão pela orientação preci
sa e inestimável colaboração no desen
volvimento deste trabalho.

Dedico.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Doutores Renato Roberto Biral, Diretor, e Osvaldo Di Hipólito Junior, Diretor Associado da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo apoio e incentivo à pesquisa.

Aos Professores Doutores Luiz Antônio Ruhnke, Simonides Consani e Wolney Luiz Stolf, da Área de Materiais Dentários, pelo progresso intelectual, científico e formação profissional especializada que recebemos.

Ao Professor Rui Getúlio Soares, da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo - UPF, pela oportunidade a mim oferecida de ingressar na carreira universitária.

À Professora Doutora Marinéia de Lara Haddad, do Departamento de Entomologia da Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz - ESALQ/USP, pela valiosa contribuição na elaboração da análise estatística.

Ao Engenheiro José Durval de Camargo Barros, do Centro de Tecnologia da UNICAMP, pelas facilidades proporcionadas durante a utilização do laboratório e do aparelho de dureza.

Ao Professor Doutor João Manuel de Almeida Rollo, da Faculdade de Engenharia de Materiais de São Carlos - USP, por permitir a utilização do laboratório na preparação das amostras.

Ao Professor Waldemar Peres Junior, do Instituto de Pesquisas e Estudos Florestais - USP, pela contribuição eficiente na correção gramatical e nas dúvidas relacionadas à Língua Inglesa.

À Senhora Sueli Duarte de Oliveira Soliani, bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela revisão das referências bibliográficas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, pela concessão da bolsa de estudos que nos permitiu realizar o Curso de Pós-graduação.

Aos funcionários Senhor Adário Cangiani, da Disciplina de Materiais Dentários e Pedro Sérgio Justino, do Centro de Recursos Audio-visuais, pelo auxílio laboratorial, fotografias e presteza com que me auxiliaram.

Aos funcionários da Faculdade de Engenharia de Materiais de São Carlos - USP, pela atenção e auxílio prestados na preparação das amostras utilizadas neste trabalho.

Às secretárias Maria Geni Forti e Selma A. B. de Souza, pela disponibilidade com que sempre me atenderam.

Aos colegas do Curso de Pós-graduação em Materiais Dentários, pela amizade e auxílio prestados no transcorrer do curso.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	02
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	06
3 - PROPOSIÇÃO	39
4 - MATERIAIS E MÉTODO	41
5 - RESULTADOS	50
6 - DISCUSSÃO	58
7 - CONCLUSÃO	67
8 - RESUMO	69
9 - SUMMARY	71
10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
11 - APÊNDICE	81

1 – INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

A utilização dos compósitos odontológicos como material restaurador estético para dentes anteriores e posteriores vem desenvolvendo-se e popularizando-se muito rapidamente nos últimos anos. A literatura é ampla em trabalhos que atribuem aos compósitos propriedades excelentes, por outro lado, existe unanimidade nas opiniões sobre a necessidade de encontrar materiais restauradores cuja resposta clínica satisfaça as exigências de cor, resistência ao desgaste e ausência de infiltração marginal.

De acordo com PHILLIPS & LUTZ²⁶ e LUTZ et al¹⁹, a insuficiente resistência ao desgaste e a deficiente adaptação marginal são as maiores desvantagens dos compósitos usados atualmente para restaurar dentes posteriores. Assim, o contorno marginal inadequado e a baixa resistência ao desgaste sob forças mastigatórias, embora, não tenham efeito imediato, exercem ação limitante na longevidade da restauração e, ainda, comprometem o dente restaurado, salienta LEINFELDER¹⁵.

Existem alguns fatores que segundo PHILLIPS & LUTZ²⁶ influenciam na qualidade da adaptação marginal dos compósitos odontológicos aos tecidos duros do dente. Com o objetivo de atender esta necessidade, surgiram inicialmente os sistemas de ativação por luz ultravioleta e, mais recentemente, pela luz visível, aumentando consideravelmente o emprego deste material. A ativação dos radicais livres pelo comprimento de onda na faixa da luz visível teve preferência por oferecer um grau mais elevado de polimerização que a ativação química e a luz ultravioleta, conforme ve

rificaram ASMUSSEN⁰¹, NEWMAN et al²³, WILDER et al³⁷ e LUTZ et al¹⁰. Somava-se a isso, segundo POLLACK & BLITZER²⁷, vantagens como a ativação do compósito através da estrutura do dente, maiores profundidades de polimerização e substancial melhora nas propriedades físicas.

Entretanto, COOK⁰⁶, SWARTZ et al³², OTA et al²⁵, PRÉVOST et al²⁸ e BAHARAV et al⁰² observaram que a capacidade de penetração do feixe de luz é influenciada pela espessura da camada do compósito a ser polimerizada. Assim sendo, as camadas superficiais polimerizadas apresentam maior dureza em relação as mais profundas até certo ponto, e, aumentando o tempo de exposição da luz, a dureza também aumenta, embora, a diferença de dureza entre a superfície e o fundo da restauração se mantenha.

Na realidade, a dureza está intimamente relacionada com o grau de conversão do monômero, e conseqüentemente com o grau de polimerização dos compósitos. De acordo com RUYTER & OYSAED²⁹, TIRTHA et al³³ e BLANKENAU et al⁰³, a fonte de luz, o tempo de exposição, a composição do material, a translucidez óptica e o índice de refração das partículas influenciam e determinam a dispersão máxima de luz, que ocorre quando o tamanho das partículas for considerado aproximadamente a metade do comprimento de onda da luz ativadora, limitando assim, o grau de conversão e a profundidade máxima de polimerização.

Com o avanço nos sistemas de polimerização, houve também o desenvolvimento de técnicas que proveram melhor adaptação marginal dos compósitos usados em dentes posteriores, principalmente em cavidades classe II.

Normalmente, nessas restaurações a fonte de luz é posicionada na face oclusal dos dentes durante o ato de ativação dos radicais do compósito. Como os vetores de força de contração, formados durante a polimerização, movem-se em direção à fonte de luz, ocorre a formação de uma fenda na interface dente/restauração na região gengivo-proximal. De acordo com LUTZ et al¹⁸, a qualidade da adaptação marginal pode ser melhorada usando a técnica de camadas polimerizadas indiretamente com auxílio de cunhas transparentes contendo núcleo refletor, que provocaria o desvio lateral da luz incidente, com objetivo de reorientar os vetores de força de contração em direção ao tecido dental da região gengivo-proximal.

No entanto, GOES et al¹⁰ demonstraram que a cunha refletora sofre perda de 16,1% da sua intensidade total inicial refletida a 180°, na direção perpendicular ao eixo de incidência da luz original, devido a transmitância óptica integral do sistema e a absorção de parte da luz pelo material da cunha. Porém, concluíram que o núcleo refletor contido no interior da cunha transparente é efetivo no desvio da luz no sentido transversal, e que a transmitância da luz ao longo dos lados esquerdo, direito e dorsal ocorre a partir de 2mm da base da cunha refletora.

Diante desses fatos, julgamos válido avaliar a influência da intensidade luminosa emitida pelas cunhas refletoras no grau de dureza dos compósitos odontológicos, normalmente usados para restaurar dentes posteriores.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Da bibliografia consultada, os estudos que nos pareceram de maior importância são relatados a seguir, envolvendo o grau de polimerização dos compósitos odontológicos e o uso das cunhas repletoras, para melhor elucidação na colocação do problema.

Foi VON FRAUNHOFER³⁴, em 1971, quem inicialmente relacionou desgaste e resistência à abrasão, usando como medida a microdureza de superfície Reichert. Estudou duas resinas acrílicas (Sevriton e Orthofil) e dois compósitos (Adaptic e T.D. 71). Foram usadas amostras cilíndricas de 5mm de comprimento por 8mm de diâmetro e as medidas de dureza foram determinadas após 15, 30, 60 minutos e 24 horas, com aplicação de uma carga de 20g, por 10 segundos. O autor observou que a dureza superficial dos materiais aumentava com o tempo, mas tinha valores inferiores, em relação à parte interna da amostra. Essa diferença, explicou o autor, está relacionada com a polimerização incompleta que ocorre na superfície da resina, por causa da reação do oxigênio atmosférico com a cadeia de radicais livres do material, evitando assim, a propagação da ligação de reação cruzada a qual fornece uma estrutura polimerizada mais completa.

De acordo com BRADLEY & THORTHON⁰⁵, em 1973, o Zircônio ocorre na litosfera em aproximadamente 0,02%, nas formas de silicato de zircônio ($ZrSiO_4$) e "baddelyite" (ZrO_2) e em óxidos complexos e silicatos. Tem ainda, grande similaridade com a alumina. Todos esses minerais contém algum Háfnio, com uma proporção Hf:Zr na razão atômica de aproximadamente 0,02%. Suas principais impure

zas são Ferro, Alumínio, Silício, Níquel e Titânio. Na forma de silicato de zircônio, esse material é muito duro (7,5 Mohs) e sua densidade varia de 4,02 a 4,86, com alto índice de refração sendo birrefringente e refratário, podendo ser atacado por fluoreto de potássio e ácido sulfúrico. Possui, ainda, estrutura tetragonal, não é fusível nem solúvel e possui excelente resistência à corrosão.

Em 1979, BOWEN⁰⁴ relatou e discutiu os vários ingredientes básicos que compõem os compósitos odontológicos. Nesse trabalho, ele descreveu que as partículas inorgânicas usadas nos compósitos dentais comerciais e experimentais têm sido das mais diversas. Aquelas que têm resistido até os dias de hoje, incluem certas composições cristalinas de silicato de alumínio-lítio, quartzo cristalino, sílica pirogênica, sílica vítrea de bário alumínio borato. Alguns desses elementos constituem-se no total de cargas, enquanto outros têm sido usados em combinações. Outras partículas inorgânicas ficaram limitadas pelo tempo e incluem as fibras de vidro tipo E, vidros à base de "soda-line", fosfato de cálcio, sílica fundida e certas formulações vítreas. Por causa desses variados materiais usados como carga, as propriedades físicas e químicas são diferentes, pois são influenciadas pelo tipo, qualidade e quantidade das partículas inorgânicas usadas como reforço. Cita o autor que o quartzo tem sido usado extensivamente como reforço de compósitos dentais. Mas uma das suas desvantagens está no seu alto coeficiente de expansão térmica, maior que o da estrutura dental. Entretanto, quimicamente inerte, o quartzo tem índice de refração apropriado, sendo mais duro que as outras partículas usa

das como carga. Assim, a dificuldade em conseguir uma superfície lisa com os procedimentos de acabamento é maior. Já, as formulações vítreas radiopacas introduzidas à base de bário, possuem coeficiente de expansão térmica relativamente baixo e os elementos componentes dessas formulações não são monovalentes. Mesmo com índice de refração adequado, apresentam alguns problemas, como a ocorrência de uma reação alcalina em água, devido a solubilidade dos componentes de bário disponíveis nas superfícies das partículas. Essa alcalinidade pode reduzir a inércia na interface resina/partícula após prolongada imersão em água ou no meio oral.

Em 1980, COOK⁰⁶ mediu a profundidade de polimerização e estabeleceu os fatores que interferem na polimerização de seis compósitos odontológicos de cores variadas e de diferentes fabricantes, usando microdureza Knoop. Para isso, foram usadas amostras cilíndricas de 0,4cm de diâmetro por 0,8cm de comprimento, polimerizadas pela luz ultravioleta por 5, 10, 20, 40, 60, 120, 300 e 600 segundos. Em seguida as amostras foram cortadas ao meio com disco de baixa rotação, incluídas em resina epóxica, lixadas e depois submetidas a um polimento metalográfico. Os valores das medidas de microdureza Knoop foram obtidos em um aparelho Durimet (Leitz Wetzlar). Os resultados mostraram que o grau de polimerização diminuiu rapidamente depois de uma certa profundidade (0,06 cm) e dependeu da fonte de ativação ultravioleta, composição do material e do tempo de exposição. Assim, explica o autor, ao ativar uma amostra, a profundidade de polimerização é relativamente constante até um determinado ponto, onde uma quantidade significativa de radicais livres são bloqueados por moléculas do inibi

dor. Em profundidades superiores a 0,06cm, a quantidade de inibidores rapidamente aumenta devido a diminuição no número de radicais livres produzidos pelo fotossensibilizante, a qual resulta numa diminuição do grau de polimerização.

DE LANGE et al^{OB}, ainda em 1980, investigaram a eficiência do processo de polimerização de sete marcas diferentes de compositos odontológicos, utilizando medidas de dureza Knoop. Amostras de 6mm de comprimento por 3mm de largura foram polimerizadas com luz ultravioleta por 60 e 120 segundos e depois armazenadas à 23°C por 24 horas. Em seguida, as amostras foram divididas ao meio, pulverizadas com prata coloidal, para melhor visualizar as medidas de dureza Knoop. As medidas de dureza foram obtidas em um aparelho Durimet (Leitz Wetzlar), uma e 24 horas após a polimerização. Os autores observaram que a absorção e o comprimento de onda do aparelho parecem muito importantes para iniciar a polimerização, e que a propagação da polimerização depende da concentração de radicais ativos livres. Esses fatores podem explicar o fenômeno observado com o material Estilux, que ao ser ativado com luz ultravioleta por 120 segundos, obteve um valor de dureza Knoop de aproximadamente 80. Observaram, ainda, que o material poderia ser dividido em três zonas em relação à incidência de luz: zona A, onde o material polimerizou-se completamente devido a maior quantidade de penetração de energia luminosa, causando concentração suficiente de radicais ativos. Na zona B, ocorreu polimerização parcial, devido a insuficiente transmissão de energia; e, a zona C, onde o material não polimerizou, pois a energia de ativação ficou abaixo do valor requerido para iniciar a formação de ra

dicais livres. Isso significa que quando a profundidade da cavidade for excessiva, a restauração deve ser feita em camadas sucessivas, para permitir a completa polimerização.

WILSON et al³⁸, em 1980, compararam o comportamento de cinco marcas diferentes de compósitos, por meio da microdureza Reichert. Amostras com 5mm de comprimento por 8mm de diâmetro, com superfícies polidas e não polidas, foram mensuradas após 15 minutos, 3 horas, 24 horas e seis semanas. Os resultados mostraram que todos os materiais tiveram a dureza superficial aumentada a partir de 3 horas, até a sexta semana. Além disso, todos os casos onde as superfícies foram polidas exibiram maior dureza às superfícies não polidas. Assim, os autores concluíram que todos os materiais restauradores poliméricos endurecem com o tempo e com o polimento.

Em 1982, ASMUSSEN⁰¹ estudou os fatores que afetam a dureza de três compósitos polimerizados por ativação química e dois polimerizados por ativação física, de diferentes fabricantes, utilizando a dureza Wallace. Foram utilizadas amostras com 5mm de diâmetro e 0,9mm de profundidade, para os dois sistemas de ativação. Os compósitos autopolimerizáveis foram manipulados por 25 segundos e os compósitos fotopolimerizáveis receberam uma exposição de luz durante um minuto. A seguir, as amostras foram armazenadas à 37°C por um dia, antes dos testes de dureza. Nos resultados encontrados para os compósitos autopolimerizáveis, o aumento na quantidade de inibidor (hidroquinona) aumentou a dureza e, aumentando a quantidade de iniciador (peróxido de benzoíla), a dureza diminuiu e, ainda, o conteúdo de amina (N,N-dietanol-p-toluidina)

não afetou a dureza do material. Para os compósitos ativados por luz visível, a concentração de catalizador (canforoquinona) não afetou a dureza, como ocorreu nos compósitos ativados por luz ultravioleta. Diante dos resultados obtidos, concluiu o autor que a dureza não varia com a quantidade de ligações duplas. Isso implica que as propriedades mecânicas das resinas não são somente dependentes do grau de conversão das ligações duplas, mas também da natureza das moléculas do monômero envolvido. Assim, o grau de conversão aumenta com a quantidade de BIS-GMA e TEGDMA, confirmando que os compósitos fotopolimerizáveis apresentaram dureza superior aos quimicamente ativados.

Ainda em 1982, POLLACK & BLITZER²⁷ fizeram uma revisão comparando grupos de compósitos ativados quimicamente, pela radiação ultravioleta e pela luz visível. Os autores relataram que os compósitos odontológicos polimerizados por luz visível oferecem as seguintes vantagens em relação aos outros grupos estudados: o material pode ser polimerizado através da estrutura do dente, apresenta menor porosidade, melhores propriedades físicas e maior grau de polimerização por unidade de tempo.

RUYTER & DYSAED²⁸, em 1982, estudaram o grau de conversão dos monômeros em relação à profundidade e os fatores que afetam a passagem da luz ativadora, em sete compósitos de variadas tonalidades e pertencentes a diferentes fabricantes. Investigaram ainda, quatro aparelhos emissores de luz visível usados para polimerização, por meio da Espectroscopia de Reflexão de Raios Infravermelhos. Para isso, foram confeccionadas amostras de 5,5mm de diâmetro por 6mm de espessura e irradiadas durante 20 e 40 segun

dos. A profundidade de polimerização foi determinada após uma e 24 horas, utilizando um micrômetro. Os resultados indicaram que existem variações consideráveis nas profundidades de polimerização para os diferentes materiais. Os materiais polimerizados pela luz visível apresentaram maior profundidade de polimerização que os materiais ativados pela luz ultravioleta. Os autores concluíram, ainda, que o grau de conversão e a profundidade de polimerização máxima são dependentes da composição do material, fonte de luz e tempo de exposição. Além disso, os melhores resultados do grau de polimerização foram obtidos com os compósitos que utilizam partículas convencionais como reforço. Esclarece o autor, que a dispersão máxima ocorre quando o tamanho das partículas for considerado aproximadamente a metade do comprimento de onda da luz ativadora, isso limita o grau de conversão e a profundidade de polimerização.

Ainda em 1982, TIRTHA et al³⁹ estudaram, por meio da dureza Barcol, o grau de polimerização de seis compósitos fotopolimerizáveis de cores e fabricantes diferentes, além da resistência transversa e dos coeficientes de transmissão da luz. Foram utilizadas amostras de 10mm de diâmetro, variando as espessuras, de 0,95mm a 3,5mm. A polimerização era feita por luz visível ou ultravioleta, durante 60 segundos. As medidas de dureza Barcol foram obtidas para cada amostra 3 minutos após a polimerização. Os autores concluíram que os compósitos ativados pela luz visível tiveram maiores valores de profundidade de polimerização e maiores coeficientes de transmissão de luz que os compósitos ativados pela luz ultravioleta. De acordo com os autores, o coeficiente de

transmissão é influenciado pelo comprimento de onda da luz, pelos índices de refração do compósito e pelo tamanho, forma e quantidade das partículas de carga.

Em 1983, BLANKENAU et al⁰³ avaliaram o comprimento de onda e a intensidade de luz visível gerada por sete aparelhos fotopolimerizadores de diferentes fabricantes. Para isso, usaram um aparelho monocromático de varredura para determinar o espectro e os picos de comprimento de onda. Os resultados da intensidade relativa variaram no comprimento de onda específico entre 468 a 480 nanômetros. Desta forma, concluíram que caso a intensidade de luz fosse baixa não haveria energia suficiente para a cisão das moléculas, pois essas requerem intensidade de luz máxima para promover a cisão e gerar radicais livres, os quais iniciam a polimerização. Concluíram ainda, que fatores como translucidez óptica e índice de refração determinam a quantidade de luz dispersa e o limite de profundidade de polimerização e que a polimerização continua após a fonte de luz ser removida.

COOK & STANDISH⁰⁷, ainda em 1983, mediram a profundidade de polimerização de cinco compósitos odontológicos ativados pela luz visível, em função de variáveis que controlam essa profundidade. Também, incorporaram vários inibidores e fotossensibilizantes nos compósitos estudados para investigar o mecanismo de polimerização. Foram preparadas amostras de 4mm de diâmetro por 8mm de comprimento e a profundidade de polimerização foi medida com um micrômetro. Os autores concluíram que a profundidade de polimerização destes materiais aumentou proporcionalmente ao tempo de exposição e à dose de radiação. Os níveis de fotossensibilizantes e

inibidores incorporados nos materiais foram analisados por um Espectrofotômetro U.V.-Visível, que determinou um aumento na profundidade de polimerização com adição de pequenas quantidades de inibidores (canforoquinona). Entretanto, acima de 0,125% em peso, a profundidade de polimerização foi reduzida.

Em 1983, GOLDMAN¹¹ verificou a contração volumétrica de polimerização de uma grande variedade de resinas compostas foto e quimicamente polimerizáveis, de diferentes fabricantes, relatando alguns fatores importantes na determinação da quantidade de contração. Para isso, utilizou um aparelho que consiste de um dilatômetro, graduado em milímetros, que determinava a contração volumétrica por meio de um banho de água controlado termostaticamente ao redor de 25°C. Os valores obtidos para as contrações de polimerização variaram de 1,67 a 5,68% com muitos materiais ficando entre 2 a 3% e a média geral resultante sendo 2,81%. Foi observado que os sistemas pó-líquido tiveram a maior contração de polimerização enquanto a menor foi encontrada nos materiais fotoativados, ficando os materiais do sistema pasta-pasta com os resultados intermediários. Com base nos resultados obtidos, o autor afirmou que diminuindo a quantidade de monômero reagente no sistema pela incorporação de partículas de carga, diminui a contração de polimerização e os produtos com alta porcentagem de etileno glicol dimetacrilato ou trietileno glicol dimetacrilato deveriam exibir maiores valores de contração do que os materiais compostos principalmente de BIS-GMA ou uretano dimetacrilatos. Também, os materiais contendo grande quantidade de monômero reagente apresentaram maior contração de polimerização e o efeito da quantidade de ar

incorporada na mistura mostrou maior contração do material por unidade de massa.

No mesmo ano, 1983, HANSEN¹² estudou a dureza superficial de quatro compósitos ativados pela luz visível, por meio dos índices de dureza Wallace, usando três diferentes fontes de luz. Os compósitos foram inseridos em cavidades preparadas em dentes extraídos, medindo 4 x 4mm e 1,5mm de profundidade, submetidas à exposição de luz visível durante 20 segundos. A dureza foi medida nos seguintes tempos: 2, 3.5, 5, 6.5, 8, 11, 14, 17, 20, e 60 minutos após a ativação. Os autores concluíram que o maior valor de dureza superficial foi encontrado nos primeiros minutos após a ativação e este padrão foi semelhante em todos os compósitos independente da fonte de luz. Segundo o autor, isto pode ser explicado pelo alto grau de conversão ocorrido imediatamente após o término da ativação.

LEUNG et al¹⁰, em 1983, investigaram o grau de polimerização após uma exposição adicional de luz visível e os efeitos da polimerização inicial sobre a polimerização final, no compósito Prisma-Fil, utilizando medidas de dureza Barcol. As amostras de 5 mm de diâmetro por 2,5mm de comprimento foram expostas à luz visível por 10, 15, 20, 40 e 60 segundos do aparelho Prisma-Lite. As leituras das medidas de dureza Barcol na superfície e no interior das amostras foram feitas imediatamente após a exposição e decorridos uma hora, um dia e sete dias. Os resultados dos valores de dureza indicaram que a profundidade de polimerização foi influenciada pelo tempo de exposição da radiação luminosa e pelo tempo decorrido após a exposição. No entanto, a polimerização atingiu o

ponto máximo após um dia, não havendo aumento significativo com uma exposição mais prolongada da luz visível. No interior das amostras, a polimerização também aumentou com o tempo de exposição.

Ainda em 1983, NEWMAN et al²⁹ compararam a profundidade de polimerização de onze compósitos de diferentes fabricantes, polimerizados com oito aparelhos diferentes durante 20 segundos, com os resultados obtidos da literatura, de compósitos ativados por luz ultravioleta. Foram preparadas, cavidades classe V com 4,5 a 5mm de profundidade em dentes extraídos. Para medir a profundidade de cada cavidade e a profundidade de polimerização do material foi utilizado um Microscópio Estereoscópico Unitron. Através dos resultados, os autores concluíram que os compósitos ativados pela luz visível obtiveram maior profundidade de polimerização que os compósitos ativados por luz ultravioleta.

PHILLIPS & LUTZ²⁶, em 1983, fizeram um relato sobre o estado atual dos compósitos, servindo como guia para melhor utilização desses compósitos pelo dentista. Os autores relataram que a longevidade dos compósitos usados em dentes posteriores deveria ser semelhante à do amálgama, porém, por ser um material restaurador estético, requer substituição em talvez dois ou três anos, devido ao desgaste ou outros tipos de deterioração. Existem vantagens reconhecidas dos compósitos para dentes posteriores, tais como: melhor estética, menor potencial de toxicidade (em relação ao mercúrio do amálgama), baixa condutividade térmica dos compósitos, a qual reduz o potencial para sensibilidade térmica ou resposta da polpa e ainda correntes galvânicas. Os autores ainda relataram os requisitos não encontrados até agora nos compósitos u

sados em dentes posteriores, como o fenômeno da micro-infiltração em decorrência da deficiente adaptação marginal. Esta é minorada pela técnica de ataque ácido e pelos agentes de união que proporcionam reforço adicional. A radiopacidade é um pré-requisito para os compósitos serem usados em dentes posteriores, porém, muitos desses compósitos possuem radiopacidade insuficiente. Existe também a necessidade de proteção da polpa quando os compósitos são usados. A principal deficiência dos compósitos para dentes posteriores é a perda de contorno anatômico, particularmente na superfície oclusal onde estão sujeitos a esforços mastigatórios. A porosidade contribui para a degradação de certas propriedades, como a dureza e a absorção de água, oferecendo maior potencial para o manchamento da superfície. Seria desejável ter maior módulo de elasticidade, para reduzir a deformação provocada pelas tensões, as quais podem contribuir para uma falha na união mecânica e causar micro-infiltração ou percolação de fluidos ao redor das restaurações. O acabamento, geralmente, não produz uma superfície ideal e isso influencia no grau de adaptação marginal. Por sua composição, esses compósitos necessitam instrumentos de acabamento com maior abrasividade. Não há dúvida que as formulações mais recentes apresentam estabilidade de cor, menor desgaste e menor absorção de água, que são influenciados pela desintegração química da matriz da resina ou da interface partícula/matriz. De acordo com as considerações acima, os autores concluíram que existem necessidades futuras para os compósitos usados em dentes posteriores, onde a união adesiva à dentina e ao esmalte devem ser consideradas como prioridade. Isso permitiria uma modificação da forma

da preparação cavitária para conservar a dentina sadia, eliminando a necessidade de formas de retenção e simplificando a técnica de inserção do material. Mais importante seria garantir maior permanência e manutenção da aparência estética pela eliminação da descoloração proveniente da micro-infiltração, pois o selamento marginal das restaurações de compósitos é mais crítico que para outros materiais restauradores.

SWARTZ et al³², em 1983, estudaram a profundidade de polimerização dos compósitos Prisma-Fil e Visio-Dispers, ativados pela luz visível dos aparelhos Prisma Light e Elipar Light, respectivamente. As amostras utilizadas tinham 7mm de diâmetro por 1, 2, e 3mm de comprimento e foram expostas à luz, durante 20 segundos. Utilizando carga de 200g, a dureza Knoop foi usada para indicar o grau de polimerização das amostras. Os valores de dureza Knoop obtidos indicaram que os compósitos atingiram dureza máxima em 24 horas, não importando a tonalidade do compósito. A superfície foi sempre mais resistente que o interior da amostra. Os compósitos de cores mais claras tiveram maior profundidade de polimerização em relação as mais escuras e aumentando o tempo de exposição da luz, o grau de polimerização também melhorou nas várias profundidades estudadas.

Também, em 1983, WILDER et al³⁷ selecionaram quatro compósitos ativados pela luz ultravioleta para avaliação clínica em dentes posteriores. Os compósitos utilizados foram Nuva-Fil, Nuva-Fil P.A., Uvio-Fil e Estilux. Aproximadamente 32 amostras de cada material foram inseridas em preparações cavitárias classe I e II, por dois dentistas, no período de um ano. Todas as preparações fo

ram padronizadas conforme os critérios utilizados em preparações para amálgama. As cavidades receberam uma base de hidróxido de cálcio, a porção de esmalte foi condicionada com ácido e um agente de união foi aplicado. O compósito foi inserido por camadas, as quais eram polimerizados pela fonte de luz ultravioleta recomendada pelo fabricante nos tempos de 20 a 40 segundos. Logo após, eram removidos os excessos do material e o acabamento era dado com uma série de brocas de carboneto de tungstênio. A preparação e a restauração de todos os dentes foram feitas sob isolamento com dique de borracha. Cada restauração foi avaliada anualmente por dois dentistas e os critérios incluíram: capacidade de equivalência da cor, descoloração interfacial, cáries secundárias, perda ou desgaste anatômico e integridade marginal. Além do mais, toda restauração era avaliada quanto à lisura ou textura superficial. Para as avaliações clínicas diretas, as restaurações selecionadas eram copiadas com um material de impressão de poliéter (Impregum) e vazado em gesso pedra (Glastone). Os resultados mostraram que as características de semelhança de cor de todos os compósitos ativados por luz ultravioleta foram consideradas excelentes, durante os três anos de observação. As restaurações não mostraram perda generalizada de material quando analisadas pela avaliação clínica direta, sendo que o material menos resistente ao desgaste foi o Nuva-Fil, com 43% das restaurações sem desgaste generalizado durante três anos, seguido pelos Uvio-Fil com 87%, Nuva-Fil P.A. com 90% e, finalmente, pelo Estilux com 93%. Pela análise dos modelos de gesso, não houve evidência de perda de contorno ou contato proximal. Nenhum dos dentes restaurados mostrou

evidência de manchamento interfacial, cáries secundárias ou discrepância marginal e a textura superficial permaneceu constante durante o trabalho. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que a diferença nos valores de desgaste, entre os compósitos ativados por luz ultravioleta e autopolimerizáveis, pode ser atribuída a alguns fatores, tais como: composição dos materiais, porosidade interna e método de polimerização. Outros fatores também contribuíram para aumentar a resistência ao desgaste das resinas compostas fotopolimerizáveis, como: maior capacidade hidrofóbica da matriz de resina, menor tamanho da partícula, reduzido coeficiente de desgaste entre as partículas de carga e a matriz de resina e possivelmente uma maior resistência flexural.

LUTZ et al¹⁹, em 1984, utilizaram sete compósitos diferentes e uma limalha de prata, para medir quantitativamente o desgaste "in vivo" e "in vitro" e esclarecer a influência do tamanho da restauração sobre o desgaste clínico. Também, analisaram o mecanismo de polimerização sobre o desgaste e determinaram o grau de correlação entre os dados de desgaste "in vivo" e "in vitro". Os materiais foram usados "in vivo" para restaurar cavidades MOD em dentes posteriores sujeitos a tensões mastigatórias. Réplicas de cobre das restaurações foram feitas 7 e 180 dias após a inserção do material. O desgaste "in vivo" foi medido com um perfilômetro modificado. Os resultados foram expressos pela perda vertical de material em micrometros, para a área de contato oclusal e para a área oclusal livre. Os materiais idênticos foram submetidos duas vezes a um teste de abrasão "in vitro", uma vez, após armazenagem em água à 37°C por sete dias e outra vez após armazenagem em

água à 37°C por sete dias mais 42 dias, à 54°C. Segundo os resultados, o desgaste nas áreas de contato oclusal foi aproximadamente 2,5 vezes maior que aquele nas áreas livres de contato oclusal. Assim como o desgaste, as seguintes tendências foram vistas: entre os materiais testados, o amálgama demonstrou a melhor resistência ao desgaste, seguido em ordem pelos compósitos termopolimerizáveis, fotopolimerizáveis e quimicamente polimerizáveis. Foi também encontrado maior desgaste nas restaurações de maior tamanho. Quando o compósito híbrido foi excluído, uma alta correlação foi encontrada entre os resultados "in vivo" e "in vitro". Com os compósitos de micropartículas e amálgama, o teste de abrasão produziu desgastes com padrões característicos de abrasão em duas partes. Isso, no entanto, não ocorreu com o compósito híbrido, onde foi observado deslocamento das macropartículas, levando a concluir que ocorreu um desgaste em três partes. Assim, os autores concluíram que nenhum dos compósitos testados poderia agir como substituto do amálgama para uso em restaurações de dentes posteriores sob tensões mastigatórias. Em particular, entre os compósitos testados, a estabilidade e a resistência ao desgaste como ocorreu com o amálgama, estão longe de serem realizadas.

Ainda em 1984, WATTS et al³⁵ conduziram um estudo utilizando cinco compósitos com diferentes partículas inorgânicas como reforço e cinco aparelhos de procedências diferentes, para observar a profundidade de polimerização. Amostras de dimensões 15 x 4 x 2mm foram confeccionadas e submetidas a penetrações, para medidas de microdureza Knoop, usando carga de 200g. O estudo indicou que no comprimento de onda de 470 nanômetros o fluxo luminoso pro

duz um desempenho eficiente sobre os compósitos. Foi também mos-
trado que uma fonte de luz menos efetiva pode permitir uma polime-
rização satisfatória desde que o tempo de ativação seja suficien-
temente longo. A dureza máxima foi obtida próximo à superfície e
dependeu parcialmente do tipo e da concentração de carga utiliza-
da nos compósitos.

Em 1985, KANCA¹⁴ comparou as durezas superficiais e a u-
niformidade de polimerização através da dureza Barcol, de onze
compósitos usados em dentes posteriores (P-30, Sinterfil, Fulfil,
Estilux Posterior, Marathon, Heliomolar, Profile TLC, Bisfil I,
Occlusin, Herculite, e Post Com II LC). Também avaliou o efeito
do aumento no tempo de exposição e na distância entre a fonte de
luz e superfície do compósito, na dureza superficial e uniformida-
de de polimerização. Amostras de 2mm de espessura e 7mm de diâme-
tro foram testadas sob as seguintes condições: exposição à luz
por 20 e 40 segundos em contato com a amostra e exposição à luz
por 20 e 40 segundos à 4mm de distância da amostra. Uma hora após
a polimerização, três leituras de dureza Barcol foram tomadas na
região de superfície e fundo de cada amostra. Observou o autor
que existe uma média semelhante de dureza para estes compósitos,
e que em geral, a diferença entre a média de dureza na superfície
e no fundo da amostra diminuiu com o aumento do tempo de exposi-
ção e aumentou com a distância entre a fonte de luz e as amos-
tras.

Ainda em 1985, YEARN^{9p} relatou alguns fatores que deter-
minam as características de polimerização e o desempenho dos com-
pósitos fotopolimerizáveis. O autor relata que a luz visível de

comprimento de onda apropriado é absorvido por uma alfa-dicetona, geralmente a canforoquinona e, neste estado de excitação, reage com uma amina para produzir radicais livres. Cada cadeia adicional requer um radical livre, dessa maneira, o grau de conversão encontrado não depende somente da formulação química, mas da quantidade de energia luminosa que alcança o catalizador. Isso significa que as camadas mais próximas da fonte de luz polimerizam mais eficientemente do que as mais profundas. Descreve ainda que existem 3 tipos de testes documentados na literatura para medir a profundidade de polimerização: o primeiro consta da remoção da camada não polimerizada e não indica a qualidade de polimerização; o segundo, através da medida de dureza superficial (Barcol, Knoop e Vickers), que permite resultados aproximados; e, terceiro, as medidas de conversão, usando o método da Espectroscopia de Reflexão Interna Múltipla e Espectroscopia de Laser Raman, as quais são técnicas mais complexas e impossíveis para medidas de rotina. O autor citou ainda que variáveis na composição, na luz incidente e no profissional, são fatores que afetam a polimerização dos compósitos.

ONOSE et al²⁴, em 1985, realizaram um trabalho usando quatro compósitos fotopolimerizáveis e um compósito quimicamente ativado de diferentes fabricantes, para determinar a dureza superficial, efeito da tonalidade na polimerização e a influência do tempo de ativação sobre a polimerização dos compósitos. O grau de polimerização foi determinado usando amostras de 4mm de diâmetro por 6mm de comprimento, seccionadas longitudinalmente, onde foram feitas penetrações para medidas de dureza Knoop, usando carga de

25g por 30 segundos, a cada 0,5mm, a partir de 0,1mm até 5,5mm a baixo da superfície. Os autores obtiveram números máximos de dureza na área imediatamente abaixo da região de superfície da amostra (0,5 a 1mm), em seguida, a dureza diminuiu gradualmente com a profundidade. Os agentes de coloração nos compósitos provocaram um efeito de redução no grau de polimerização e havia uma melhora quando prolongava-se o tempo de exposição. Entretanto, após 120 segundos de ativação, a dureza não mais aumentou significativamente.

Ainda em 1985, OTA et al²⁵ determinaram a dureza Barcol nas regiões de superfície e fundo de amostras confeccionadas com cinco compósitos de procedências diferentes, variando a espessura e o tempo de exposição à luz. Amostras foram preparadas em anéis de 5mm de diâmetro com espessuras de 1,5, 2,0, e 2,5mm. Números de dureza Barcol na região de superfície e fundo das amostras foram obtidos imediatamente após a exposição à luz, nos tempos de 20, 40, e 60 segundos. Os resultados determinaram que para cada espessura, a dureza na superfície e no fundo aumentava com o passar do tempo. A diferença máxima de dureza entre superfície e fundo sempre ocorreu em tempos mais curtos de exposição da luz. Para todos os materiais, os números de dureza após 20 e 40 segundos de exposição à luz foram sempre significativamente menores que à 60 segundos de exposição.

PRÉVOST et al²⁶, em 1985, estudaram a capacidade de polimerização através da dureza Knoop, de quinze aparelhos fotopolimerizadores diferentes, usando o compósito Prisma-Fil. Amostras de 5mm de diâmetro e 3mm de comprimento foram expostas à irradiação

por 10, 20, e 30 segundos. Foram feitas três amostras para cada tempo de exposição usado com cada aparelho. Em cada amostra, foram feitas cinco penetrações para medidas de dureza Knoop, usando carga de 100g. Baseados nos resultados, os autores concluíram que os diversos aparelhos produziram valores de dureza significante mente diferentes na superfície e no fundo e, ao aumentar o tempo de exposição, aumentaram os valores de dureza Knoop.

KANCA¹³, em 1986, testou sete compósitos de diferentes fabricantes indicados para dentes posteriores, para saber quanto tempo de exposição adicional era necessário para melhorar a poli merização desses compósitos. Para isso, utilizou um grupo de amostras de 7mm de diâmetro e 2mm de espessura, sob a exposição da luz visível de um aparelho Elipar Light, durante 40 segundos. Pa ra um outro grupo de amostras com as mesmas dimensões, usou uma exposição adicional de 20 segundos na região de fundo das amostras. A seguir, foram feitas as medidas de dureza Barcol, e con cluiu-se que amostras com 2mm de espessura apresentam diferenças na dureza entre a região superficial e o fundo. Mostra também, que uma exposição adicional de 20 segundos aumenta a dureza dos compósitos usados em dentes posteriores.

Ainda em 1986, LUTZ et al¹⁸ descreveram o desempenho de cunhas refletoras e suas influências sobre a adaptação marginal em restaurações classe II com compósitos. A intensidade da luz e mitida por um aparelho de luz visível foi medida em porcentagem, através das cunhas refletoras, dentro de uma caixa escura. Essa intensidade foi determinada pela reflexão direta da luz em um es pelho e indiretamente pelas faces laterais das cunhas. O grau de

polimerização dos compósitos através das cunhas com e sem o núcleo refletor foi observado indiretamente em amostras de 6 x 6 x 3mm, ativadas por 20, 30, e 60 segundos. As cunhas refletoras foram colocadas em duas posições: uma exatamente paralela e emparelhada com a linha do ângulo gengivo-proximal, e a outra, 1,5mm abaixo da linha do ângulo. Após a polimerização, os blocos de compósitos foram removidos da matriz e a porção não polimerizada do compósito foi descartada. O efeito das cunhas sobre a adaptação marginal de 36 restaurações MOD também foi analisado em Microscópio de Varredura, imediatamente após os procedimentos de acabamento. Além disso, as restaurações foram imersas numa solução de fucsina à 0,5% por 20 horas, e então, seccionadas no sentido vestibulo-lingual. Pelos resultados, os autores demonstraram que a intensidade da iluminação refletida pelas cunhas totalizaram de 90 a 95% da luz diretamente emitida do aparelho fotopolimerizador, mostrando eficiência, principalmente quando o tempo de exposição foi de 60 segundos e colocadas paralelamente à superfície a ser polimerizada. Concluíram então que a qualidade da adaptação marginal poderia ser significativamente melhorada pela técnica de polimerização indireta usando cunhas refletoras.

LUTZ et al¹⁷, em 1986, propuseram a utilização de uma técnica para aplicação dos compósitos em várias camadas nas cavidades classe II, para melhorar a adaptação marginal. Avaliaram a estabilidade e a qualidade da adaptação marginal encontrada sob tensão térmica e mecânica e tentaram conseguir uma adaptação mais resistente a essas tensões. Utilizaram preparações cavitárias tipo MOD em dentes molares extraídos, cunhas refletoras e uma base

de cimento de ionômero de vidro. Todas as restaurações receberam acabamento imediatamente após a polimerização e uma carga de 72,5N foi aplicada submetendo as amostras à 500.000 ciclos térmicos completos, em banhos de água, entre 5°C e 55°C. As superfícies proximais das restaurações foram analisadas e o selamento marginal foi medido pela penetração de corante. Em função dos resultados obtidos, os autores sugeriram a técnica de polimerização pelos 3 lados, na qual a primeira camada é indiretamente polimerizada na direção gengivo-proximal através da cunha refletora; a segunda camada maior é polimerizada na direção vestibular; e, a terceira camada menor, na direção lingual, afirmando que os vetores de contração de polimerização são direcionados para as margens da preparação cavitária durante o processo de polimerização pela luz visível. Finalmente, o restante da cavidade oclusal é preenchida com uma quarta camada que é polimerizada na direção oclusal, proporcionando, além de uma polimerização adequada, uma melhora na qualidade da adaptação marginal dessas restaurações.

MATSUMOTO et al²⁰, em 1986, determinaram a profundidade de polimerização, usando a dureza Knoop, de sete compósitos de diferentes procedências, colocados sob condições clínicas simuladas. Foram preparadas cavidades cilíndricas de 2mm de diâmetro por 4,5mm de profundidade, em superfícies oclusais de segundos molares extraídos. As penetrações para medida de dureza Knoop foram feitas com carga de 500g após 48 horas, e após seis meses, 0,5 e 1,0mm distantes da interface dente/restauração e com 1, 2, 3 e 4mm de profundidade. De acordo com os resultados, não houve diferença significativa entre os valores de dureza dos compósitos, me

didados em 0,5 e 1,0mm distantes da interface dente/restauração, mas para cada resina composta fotopolimerizável, a dureza diminuiu com o aumento da profundidade. Dessa forma, os autores concluíram que os compósitos exibiram uma redução na dureza com o aumento da profundidade da restauração e que os tempos recomendados pelos fabricantes são inadequados para garantir a polimerização completa. A técnica por camada pode ainda ser o melhor método para preencher cavidades que ultrapassem 3 a 4mm de profundidade.

Ainda em 1986, NEO et al²² determinaram a eficácia da polimerização de vários métodos de exposição de luz, intercalando pontas de diâmetro estreito (8mm) e pontas de diâmetro largo (13mm), com o aparelho Optilux, utilizando amostras cilíndricas de 11mm de diâmetro por 2mm de espessura, confeccionadas com o compósito Silux. Para cada diâmetro das pontas foi utilizado 20 e 60 segundos de exposição da luz e os procedimentos de polimerização foram os seguintes: mantendo a luz centralizada sobre a amostra; movendo a luz vagarosamente em círculos; movendo a luz rapidamente; e sobreexposição de luz a cada 20 segundos, até completar 60 segundos. Depois de removidas das matrizes, as amostras foram submetidas a penetrações para medidas de dureza Knoop com carga de 100g. Os resultados demonstraram que a ponta de diâmetro largo resultou em maior dureza que a ponta mais estreita, quando usado o método de exposição localizado ou por sobreexposição de 60 segundos. A incidência de luz durante 60 segundos resultou em superfícies mais duras que em 20 segundos, independente do método utilizado ou tamanho da ponta. A região de fundo das amostras de 2mm foi menos dura que a superfície após 20 segundos de exposi

ção, mas foram semelhantes na dureza após 60 segundos de exposição, e ainda, as amostras apresentaram maior dureza na região central e menor nas extremidades. Enfim, pontas mais largas, com o método de deslocamento e 60 segundos de exposição produziram dureza mais uniforme.

Em 1986, SIMONSEN & KANCA³⁰ mediram a dureza superficial de quatro compósitos indicados para uso em dentes posteriores (Sinterfil, Herculite, Bisfil, e P-30), usando polimerização adicional após ajuste oclusal simulado. Amostras de 2mm de espessura e 7mm de diâmetro foram polimerizadas por 40 segundos e sujeitas à exposição adicional de 20 segundos. Todos os materiais foram ensaiados nas tonalidades claras e escuras e as amostras foram medidas usando dureza Barcol. Os resultados mostraram que, após a redução oclusal simulada de 1mm da superfície dos compósitos, todos os materiais aumentaram numericamente os valores de dureza, após a exposição adicional de luz. O aumento na dureza superficial dos compósitos foi maior para as tonalidades mais escuras. Assim, os autores concluíram que a dureza superficial e a resistência ao desgaste, talvez possam ser melhoradas por uma exposição adicional de luz, como último passo no procedimento clínico, numa restauração com compósitos.

STANFORD et al³¹, em 1986, compararam o efeito da ativação contínua ou em seqüência na profundidade de polimerização de cinco compósitos e uma resina sem carga, ativados pela luz visível, de diferentes fabricantes. Amostras de 2mm de espessura e 4 mm de diâmetro foram polimerizadas de acordo com os tempos de exposição recomendados pelos fabricantes. A dureza na superfície e

no fundo foi medida por meio da dureza Barcol, após 5, 20, e 60 minutos e um dia após a ativação. Os resultados indicaram que a dureza na região superficial de cada compósito variou pouco com o tempo e a maneira de exposição à luz, isto é, contínua ou em sequência. A dureza na região de fundo aumentou levemente com tempos mais longos de exposição à luz. O modo de ativação foi menos importante que o tempo de exposição. Tempos de exposição curtos não polimerizaram os compósitos em profundidades rasas. A ausência de partículas de carga evita a dispersão múltipla de luz na resina sem carga, já nos compósitos com carga, a grande dispersão resulta em múltipla passagem de luz através da matriz da resina e aumenta a profundidade de polimerização nos compósitos, pelo aumento do número de radicais livres. De acordo com esses resultados, os autores concluíram que a ativação contínua ou em sequência polimeriza numa profundidade semelhante se o tempo de ativação for igual e adequado; ainda, a exposição de luz em sequência é um método viável para polimerizar restaurações extensas ou preparar amostras de dimensões extensas para testes.

Ainda em 1986, WATTS et al³⁶ mediram a microdureza superficial de quatro compósitos indicados para uso em dentes posteriores (Estilux Posterior, Ful-Fil, Occlusin, e P-30), utilizando as medidas de dureza Knoop em vários intervalos de tempo. A dureza Knoop foi medida após o final da ativação, novamente em 15, 30, 45 e 60 minutos, 3 e 24 horas, uma semana e um mês. Foram utilizados três grupos de cinco amostras de cada compósito, medindo 4mm de diâmetro por 2,5mm de espessura, polimerizadas por 60 segundos e sujeitas a condições específicas de armazenagem (20°C e 37°C no

estado seco e 37°C em água destilada). Segundo os resultados, os valores de microdureza variaram significativamente com o tempo, sob cada condição de armazenagem. Foi obtida a maior dureza superficial com os quatro materiais, após um mês, nas condições de armazenagem à 37°C no estado seco sendo que, após um mês, o composto Estilux Posterior alcançou, em Número de Dureza Knoop, o valor de 97,80, o Ful-Fil 51,61, Occlusin 89,86, e P-30 97,87. Com isso, os autores concluíram que a microdureza aumentou uniformemente com o tempo e alcançou o máximo após uma semana. Em todos os casos a melhora foi substancial depois da primeira hora e foi maior para as amostras armazenadas à 37°C que à 20°C no estado seco. Os resultados refletem a reação cruzada de polimerização, progressiva dos compósitos e que continua após a fotoativação.

Em 1987, LEINFELDER¹⁵ relata que a rápida popularidade dos compósitos deu-se em função da melhora nas suas propriedades físicas e mecânicas, onde incluem a resistência ao desgaste, diminuição na contração de polimerização, redução no coeficiente de expansão térmica e na facilidade de manipulação. Essa melhora nas propriedades teve como base as partículas inorgânicas que possibilitaram a introdução desses materiais como restauradores de dentes posteriores. Entretanto, o desempenho dos compósitos em restaurações posteriores não tem sido satisfatório em função da inadequada resistência ao desgaste e à ocorrência de cáries secundárias. Assim, neste estudo o autor investiga a velocidade da abrasão e os padrões de desgaste dos compósitos usados em dentes posteriores. Cita o autor, que a matriz orgânica desses materiais é constituída pelo tradicional BIS-GMA ou por formulações do dimeta

crilato de uretano e podem ser modificadas quimicamente para tornarem-se mais hidrofóbicas e resistentes ao desgaste. Já, as partículas inorgânicas têm grande variação no tipo e tamanho incorporada à matriz orgânica. A primeira geração de compósitos continha partículas grandes entre 30 e 50 micrometros (Concise). Em seguida, a média do tamanho de partículas esteve entre 1 e 8 micrometros (P-10, P-30 e Ful-Fil). Depois, apareceram os materiais atuais, representados pelo Herculite, com partículas em média entre 0,5 e 1,5 micrometros. Essas formulações contêm considerável quantidade de sílica coloidal, constituindo-se de 20 a 25% da fase inorgânica, por isso, são classificados como compósitos híbridos. O autor salienta ainda que a partícula inorgânica desempenha papel importante no processo de desgaste do compósito. Durante a mastigação, a energia gerada é transmitida através do bolo alimentar para a superfície do compósito. Em áreas onde a partícula de carga está próxima ou projetada na superfície, o esforço é transmitido através da partícula para dentro da resina matriz adjacente. Se a partícula for angulada, o esforço se concentra. Com isso, pequenas fendas ou fraturas começam a ser desenvolvidas, eventualmente resultando áreas localizadas de perda de material. O tamanho maior das partículas e a sua dureza aumentam a quantidade de desgaste. A proporção de desgaste da superfície das restaurações em compósitos também pode ser modificada pela incorporação de partículas de dureza reduzida. A diminuição da dureza das partículas pode resultar em maior resistência ao desgaste. Daí a substituição das partículas de quartzo pelas formas vítreas à base de bário. Essas partículas absorvem parcialmente os esforços

provindos do processo de mastigação, e assim, não são totalmente transmitidos para a matriz orgânica. Clinicamente, os compósitos com partículas vítreas são mais resistentes ao desgaste, no entanto, a dureza Knoop da partícula de quartzo foi aproximadamente 600 e a da partícula vítrea à base de bário foi ao redor de 400. Assim, o autor conclui o trabalho dizendo que os compósitos ainda não atingiram um nível de desempenho que os associe às restaurações de amálgama de prata, mas certamente é um outro material que o profissional pode selecionar para certas situações clínicas.

Já em 1988, BAHARAV et al⁰² estudaram o efeito do tempo de exposição de uma fonte de luz visível (Translux) sobre a profundidade de polimerização e grau de dureza de um compósito indicado para uso em dentes posteriores (Occlusin). Amostras de 15mm de comprimento e 3mm de diâmetro foram expostas à luz visível por 10, 20, 30, 40, 60, 80, e 180 segundos. Os testes de dureza Knoop foram realizados perpendicularmente ao longo eixo das amostras e à 1mm da superfície, 24 horas após a polimerização. Os resultados mostraram que a porção superficial que ficou mais próxima à fonte de luz, sofreu polimerização mais completa e que um maior tempo de exposição resultou em maior profundidade de polimerização. O grau de polimerização foi maior nos primeiros 10 segundos e a dureza máxima foi obtida após 80 segundos de exposição, medido a 1 mm de profundidade. Nenhum aumento adicional na dureza ocorreu até 180 segundos de exposição. Em profundidades maiores foi observada uma redução na dureza Knoop.

MAZER & LEINFELDER²¹, em 1988, avaliaram durante doze meses o desempenho clínico do compósito odontológico usado em den

tes posteriores P-50, contendo partículas de carga de vidro de zircônio com um a dois micrometros em média. O material foi avaliado em preparações cavitárias classe I e II, de modo que os dentes eram restaurados na face oclusal e, no mínimo, uma superfície das restaurações classe II estava em contato proximal com o dente adjacente. As preparações foram padronizadas, conforme as cavidades convencionais para amálgama. Todas as preparações foram atacadas pelo gel ácido, seguidas pela aplicação do agente de adesão à dentina (Scotchbond fotopolimerizável/3M). O compósito foi colocado em camadas, sendo que cada camada era polimerizada pela luz visível por 30 segundos, e a camada oclusal, por 60 segundos. Todos os procedimentos restauradores de acabamento foram executados por um único profissional e foram avaliados diretamente por dois clínicos, utilizando-se os seguintes critérios: capacidade de equivalência de cor, manchas interfaciais, cáries secundárias, desgaste ou perda da forma anatômica, adaptação marginal, textura superficial e sensibilidade pós-operatória. Em complementação à avaliação direta, foram feitas impressões e fotografias de cada restauração, imediatamente após a colocação na cavidade, aos seis meses e ao final dos doze meses. Os autores observaram que todas as categorias avaliadas foram aceitáveis. O desgaste foi de 6,3 micrometros, do início até o sexto mês, e de 10,3 micrometros, do sexto ao décimo segundo mês. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que o desempenho clínico do compósito P-50 foi muito bom. A resistência ao desgaste é excelente nas restaurações ao final de um ano e a perda média de material foi de apenas 10 micrometros.

Em 1990, GDES⁰⁰ estudou a fase inorgânica de diferentes compósitos odontológicos usados para restaurações em dentes posteriores, utilizando difração e fluorescência de raio-X, com o objetivo de identificar e caracterizar a estrutura da composição e desenvolver análise elementar qualitativa e semi-quantitativa da fase inorgânica. Foram utilizados cinco compósitos para uso em restaurações posteriores (P-10, P-30, P-50, Herculite-XR e Ful-Fil) e, como controle, foi utilizado o Concise. Após o processo de polimerização, os materiais foram triturados com pistilo e gral de ágata até conseguir homogeneidade na granulometria das partículas. Em seguida, as amostras foram compactadas em suportes metálicos e posicionadas no porta-amostra de um goniômetro horizontal de policristais, onde realizou-se uma varredura em 2θ , variando entre 5° e 90° , a uma velocidade de 2° por minuto. Para a análise por fluorescência de raio-X, os compósitos triturados foram misturados com ácido bórico P.A. e prensados em forma de pastilhas. Em seguida, as amostras foram posicionadas no porta-amostras de um equipamento de fluorescência de raio-X, onde realizava-se uma varredura entre 7° a 146° . Para a análise semi-quantitativa por fluorescência de raio-X, foram preparadas amostras-padrão referenciais a partir de uma mistura quantitativa conhecida em peso, de elementos químicos na forma de óxidos e sulfatos prontos para análise. Os resultados da análise difratométrica indicaram a presença da fase dióxido de silício com estrutura cristalina hexagonal idêntica ao alfa-quartzo, para os compósitos Concise e P-10; pouca cristalinidade para o P-50; e uma estrutura não cristalina, para os compósitos P-30, Ful-Fil e Herculite-XR. A análise espec

trométrica qualitativa e semi-quantitativa feita por fluorescência de raio-X, mostrou que os elementos químicos prevalentes nos compósitos Concise e P-10, é o Silício (88-98g%); no P-30, Silício (32-39g%), Zinco (20-21g%), Alumínio (15-17g%), e Bário (5-10g%); no Herculite-XR, Bário (37-47g%), Silício (28-31g%), e Alumínio (5-10g%); no Ful-Fil, Bário (50-63g%), Silício (34-35g%), e Alumínio (15-16g%); e no P-50, Silício (46-47g%) e Zircônio (27-30g%). Além disso, foram qualificados e quantificados outros elementos como Cloro, Antimônio, Ferro, Titânio, Cálcio, Estrôncio e Potássio, em nível de impurezas.

Em 1991, GOES et al¹⁰ quantificaram a intensidade da luz transmitida pelas cunhas refletoras na direção perpendicular ao eixo de incidência. Foram usadas no experimento, cinco cunhas refletoras HAWE NEOS e o trabalho foi desenvolvido em três partes: na primeira, as cunhas refletoras foram adaptadas numa caixa de formato cúbico, confeccionada em papel cartão para restringir a luz nas dimensões da base da cunha e medir a transmitância óptica integral do sistema. Na segunda etapa, foi determinada a absorvância óptica em cinco pontos diferentes da região transparente da cunha usando um densitômetro Victoreen. Na terceira parte, foi determinada a intensidade da luz em cada lado da cunha usando um arranjo experimental. Os resultados demonstraram que a intensidade total de luz refletida em 180°, na direção perpendicular ao eixo de incidência da luz original, é 83,9%. E ainda que, a intensidade máxima da luz ao longo dos lados esquerdo, direito e dorsal da cunha, acontece a partir de 2mm da base da cunha. Assim, os autores sugerem que o tempo de exposição da luz deveria ser aumentado

para compensar a perda na transmitância óptica provocada pelo uso da cunha refletora.

3 - PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

Com base nas informações emitidas pelos diversos autores citados, achamos válido propor um estudo para verificar a influência da intensidade luminosa emitida pelas cunhas refletoras, no grau de dureza Knoop de compósitos odontológicos, nas seguintes variáveis:

- a) Tipos de partículas inorgânicas;
- b) Tempo de exposição à luz ativadora; e
- c) Níveis de dureza nas regiões de superfície e fundo das amostras.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1. MATERIAIS

Foram utilizados neste estudo dois compósitos odontológicos recomendados pelos seus fabricantes para uso em restaurações de dentes posteriores. Os materiais são sistemas polimerizados por ativação física (luz visível) e, embora, apresentem a mesma base orgânica, diferem entre si no tipo de partículas inorgânicas usadas como reforço, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Compósitos odontológicos utilizados na pesquisa.*

COMPÓSITOS	MATRIZ ORGÂNICA	PARTIC. INORGÂNICAS
HERCULITE XR (SYBRON/KERR)	BIS-GMA + TEGDMA	Ba, Si, Al
P - 50 (3M DO BRASIL LTDA)	BIS-GMA + TEGDMA	Si, Zr

* Apud GOES^{op}

4.2. MÉTODO

4.2.1. Preparação das amostras controle.

As amostras controle foram confeccionadas em uma cavidade com 0,2cm de profundidade por 0,4cm de diâmetro, no interior de uma matriz de latão medindo 1cm de comprimento por 1cm de diâmetro e seccionada no centro por um corte longitudinal, para permitir a remoção da amostra após a sua polimerização. Esta matriz foi, então, apoiada numa base, também de latão, medindo 2,5cm de comprimento por 2cm de diâmetro, contendo uma abertura na parte superior de 0,9cm de profundidade por 1cm de diâmetro, onde era adaptada a matriz para a confecção da amostra, e mantida em posi

ção por meio de um parafuso rosqueado numa das faces laterais, conforme mostra a Figura 1.

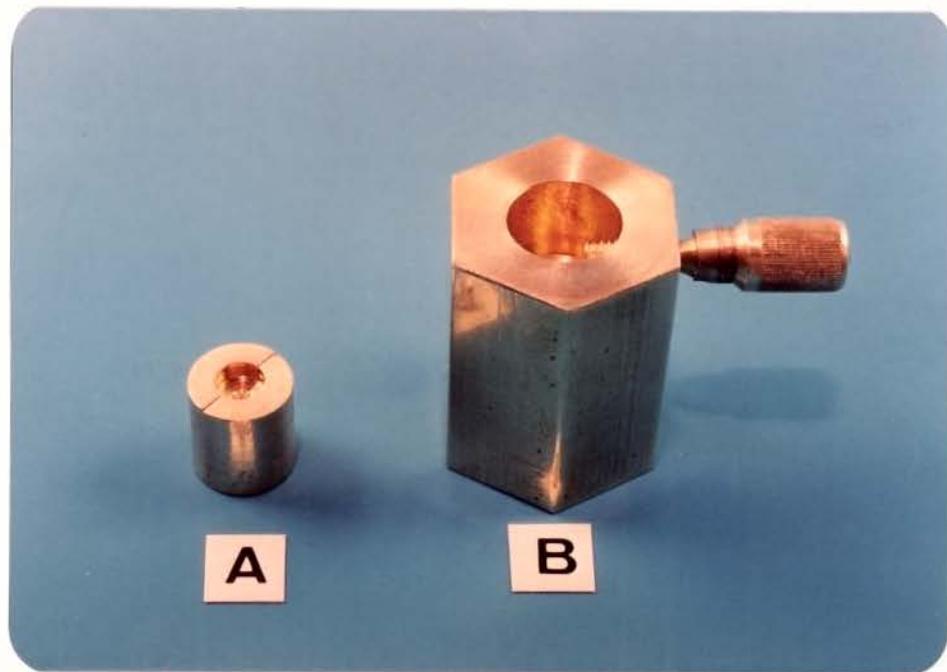


Figura 1. (A) Matriz usada na confecção das amostras e (B) base usada para apoio e fixação da matriz.

A inserção do compósito na cavidade existente na matriz foi feita com instrumento plástico, numa única porção. A adaptação do material às paredes da cavidade foi obtida com movimentos de compactação, seguida pela remoção dos excessos, deixando a superfície do compósito nivelada às paredes da matriz.

Em seguida, a matriz apoiada em sua base foi fixada no interior de uma caixa de formato cúbico, confeccionada em papel cartão preto e usada como máscara no experimento, para que não recebesse radiação dispersa de outras fontes de luz, no momento da polimerização. Esta máscara, medindo 4,5cm de largura por 3,5cm de altura, apresentava em um dos lados uma abertura de 0,65cm de diâmetro, onde foi posicionada a fibra óptica do aparelho emissor de luz visível Fibrilux (Dabi-Atlante), conforme as Figuras 2 e 3.

De acordo com esses procedimentos, foram confeccionados 30 corpos de prova para cada material estudado, usando a emissão da luz visível em tempos determinados de 30, 60, 90, 120, 150 e 180 segundos, para cada 5 amostras, respectivamente.



Figura 2. Conjunto matriz/base fixado na caixa preta usada como máscara.



Figura 3. Fibra óptica posicionada para polimerização da amostra.

4.2.2. Preparação da amostra usando cunha refletora.

Neste procedimento, a mesma matriz de latão, usada para confecção das amostras controle foi estabilizada em posição por uma cinta metálica soldada, conforme a Figura 4.

O compósito odontológico foi inserido na cavidade nas mesmas condições técnicas descritas na confecção das amostras controle.

Em seguida, o conjunto matriz/compósito foi fixado no interior de uma caixa suporte, confeccionada em papel cartão preto, com formato de um cubo, medindo 1,5cm de comprimento, 1,5cm de altura e 1,0cm de largura. Num dos lados da caixa havia um orifício medindo 0,3cm x 0,3cm, onde foi adaptada a base da cunha refletora (HAWE NEOS). Assim, toda extensão da cunha refletora permanecia dentro da caixa, com parte posicionada paralelamente sobre a superfície do compósito inserido na matriz (Figura 5). O aparelho emissor de luz visível Fibralux (Dabi-Atlante), foi posicionado junto à base da cunha refletora e a emissão de luz foi efetuada durante 30, 60, 90, 120, 150 e 180 segundos para cada 5 amostras, respectivamente, totalizando 30 corpos de prova para cada material.

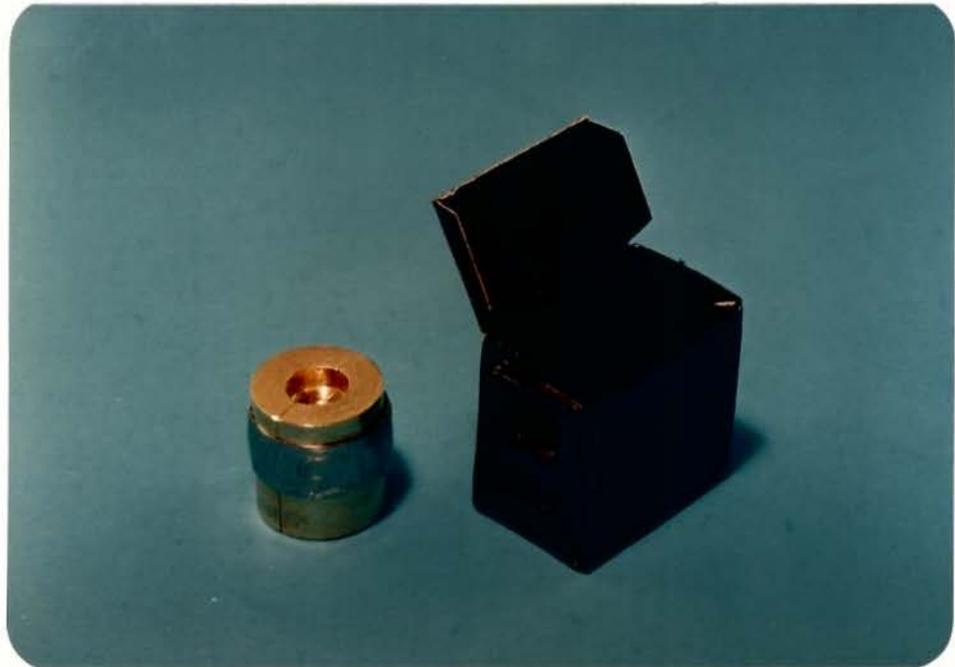


Figura 4. Matriz fixada com a cinta metálica usada na confecção das amostras.



Figura 5. Conjunto matriz, cunha refletora e caixa preta, posicionado para polimerização da amostra.

4.2.3. Inclusão e polimento das amostras.

Após a polimerização, as amostras foram removidas da matriz e incluídas em resina à base de poliéster. Para isso, a amostra foi fixada de modo que as regiões polimerizadas ficassem perpendiculares à superfície de uma placa de vidro e envolvida por um anel de latão medindo 1,6cm de altura por 2,7cm de diâmetro, onde foi vertida a resina. Logo após a polimerização da resina, removeu-se o anel de latão e efetuou-se num tórno de precisão, um desgaste de 0,2cm no sentido de alcançar a região central da amostra incluída na resina. A seguir, procedeu-se o polimento, inicialmente manual, usando lixas de água em granulações decrescentes de 220, 320, 400 e 600 e, finalizando, com feltro, numa politriz elétrica, sob constante irrigação com solução aquosa de alumina.

4.2.4. Determinação da dureza Knoop.

Com a superfície polida, a amostra foi dividida virtualmente em 2 regiões: superfície e fundo. A superfície, como região onde houve a incidência direta da luz, ou através da cunha refletora; e o fundo, a região correspondente ao lado oposto à incidência da luz (Figura 6).

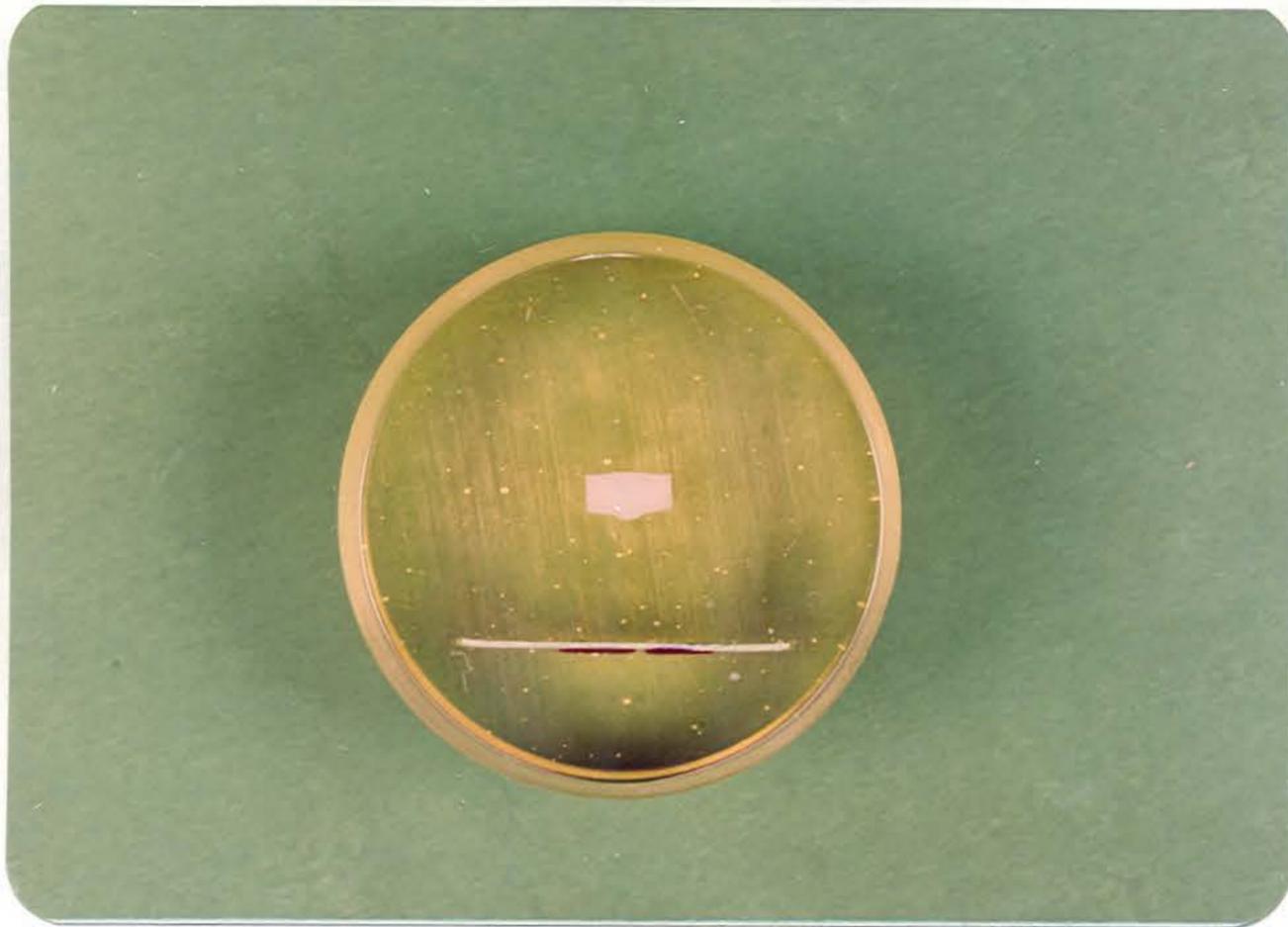


Figura 6. Amostra embutida em resina à base de poliéster.

As medidas de dureza foram executadas em um aparelho Durrimet (Leitz Wetzlar), equipado com diamante Knoop, usando carga de 50 gramas e tempo de 30 segundos para cada penetração. Dessa forma, foram realizadas quatro penetrações na região de superfície e na de fundo, equidistantes 0,1cm entre si. As medidas das penetrações foram obtidas nas diagonais maiores em micrometros e transformadas em número de dureza Knoop (KHN), através de tabelas de conversão.

5 - RESULTADOS

5 - RESULTADOS

Os resultados da pesquisa estão representados sob a forma de gráficos correspondentes aos valores médios obtidos das impressões nas amostras do compósito Herculite XR e P-50, convertidos em valores de dureza Knoop, os quais estão relacionados à região de superfície e fundo e ao uso ou não das cunhas refletoras, segundo os diversos tempos de exposição à luz ativadora.

Os valores de dureza Knoop foram submetidos à análise estatística com o esquema fatorial: RESINA, que analisa os materiais restauradores empregados; TIPO, onde é analisado utilização ou não das cunhas refletoras; LOCAL, que verifica a dureza Knoop na superfície e no fundo das amostras; e TEMPO, que analisa o tempo usado de emissão de luz visível sobre as amostras (30, 60, 90, 120, 150 e 180 segundos).

De acordo com a Tabela 2 (Apêndice), os fatores RESINA, TIPO, LOCAL, TEMPO, e interações RESINA X LOCAL, TIPO X LOCAL, TIPO X TEMPO, RESINA X TIPO X LOCAL, RESINA X TIPO X TEMPO, foram significativas ao nível estabelecido de 5% de probabilidade, pelo teste F. Os valores médios foram comparados pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade e estão apresentados nos gráficos de 1A a 6B.

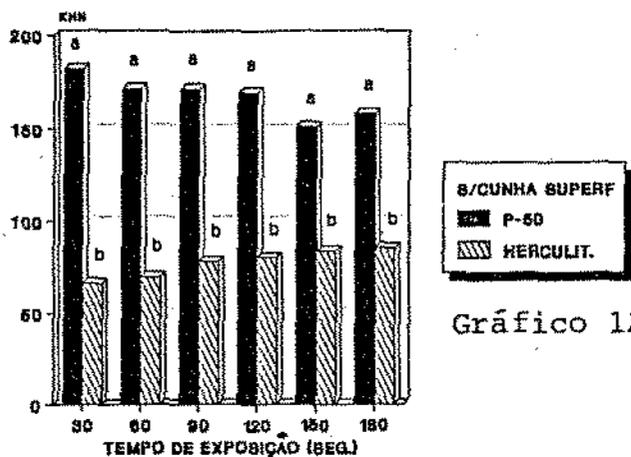


Gráfico 1A

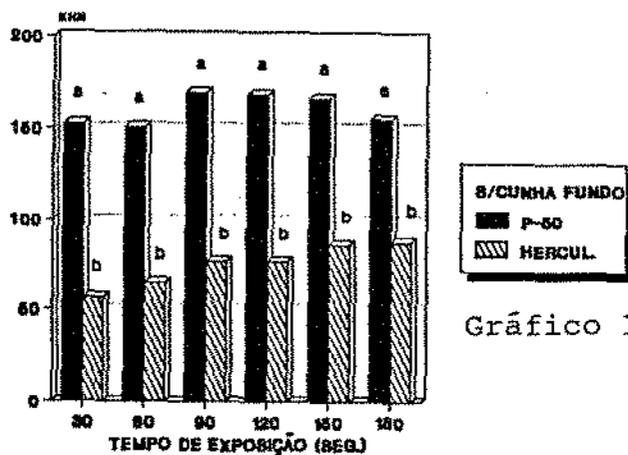


Gráfico 1B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 1A e 1B. Comparação da dureza Knoop entre os compósitos P-50 e Herculite XR nas regiões de superfície e fundo das amostras, sem a utilização da cunha refletora.

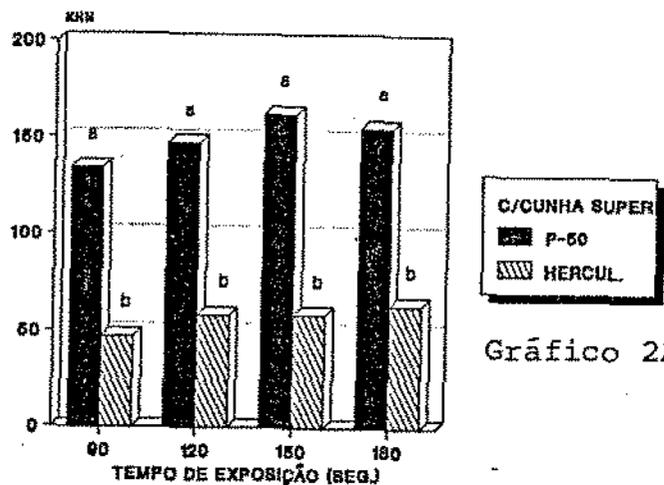


Gráfico 2A

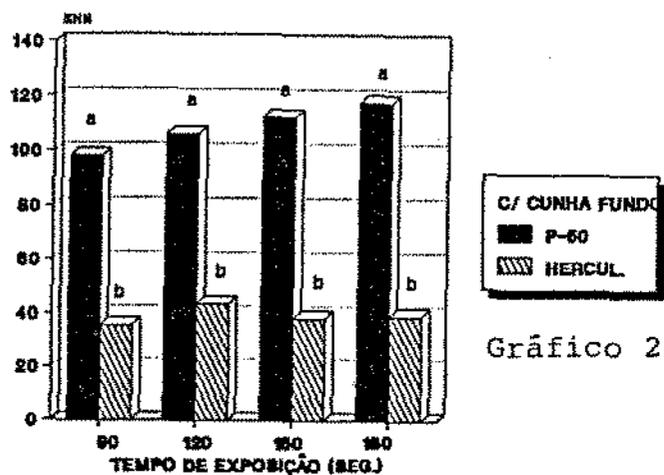


Gráfico 2B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 2A e 2B. Comparação da dureza Knoop entre os compósitos P-50 e Herculite XR nas regiões de superfície e fundo das amostras com a utilização da cunha refletora.

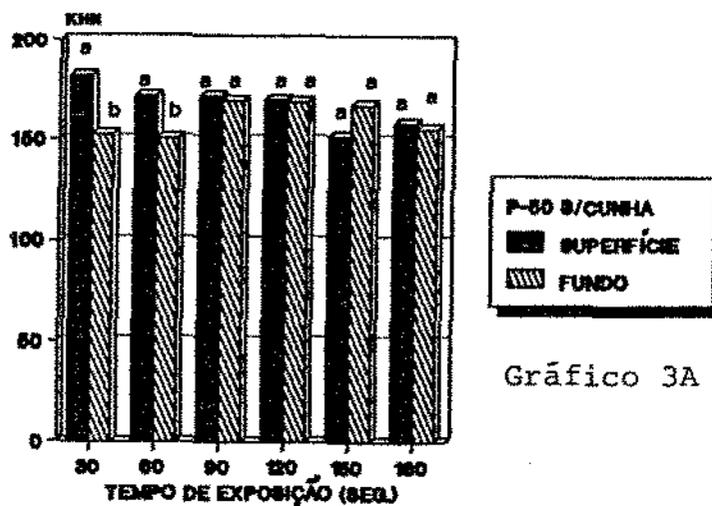


Gráfico 3A

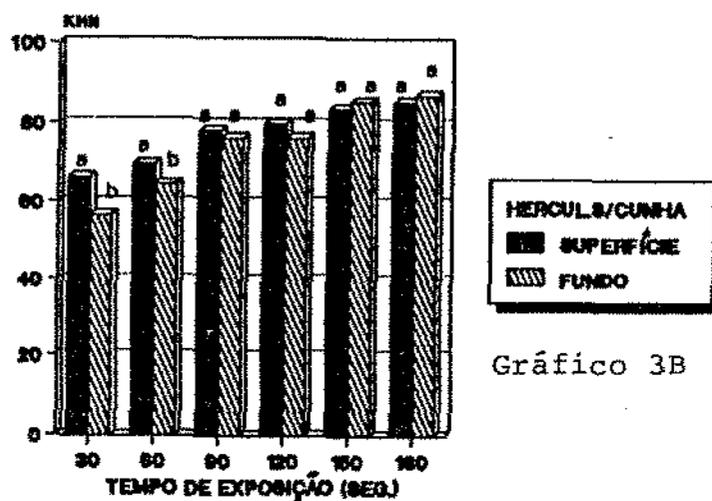


Gráfico 3B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 3A e 3B. Comparação da dureza Knoop entre as regiões de superfície e fundo dos compostos P-50 e Herculite XR, sem a utilização da cunha refletora.

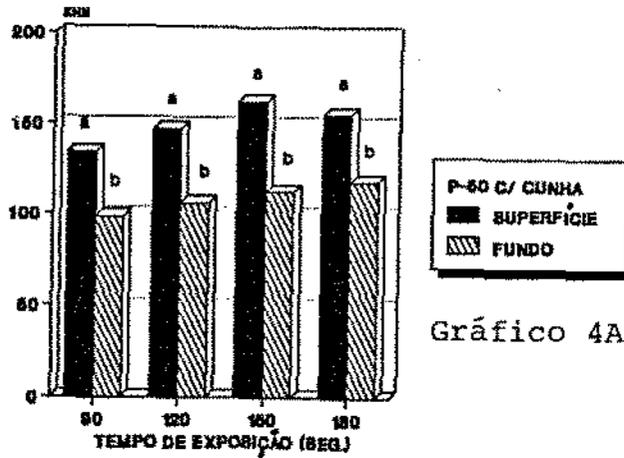


Gráfico 4A

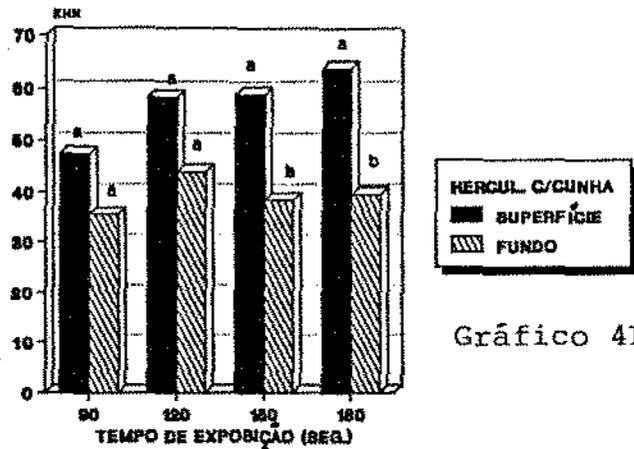


Gráfico 4B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 4A e 4B. Comparação da dureza Knoop entre as regiões de superfície e fundo dos compostos P-50 e Herculite XR, com a utilização da cunha refletora.

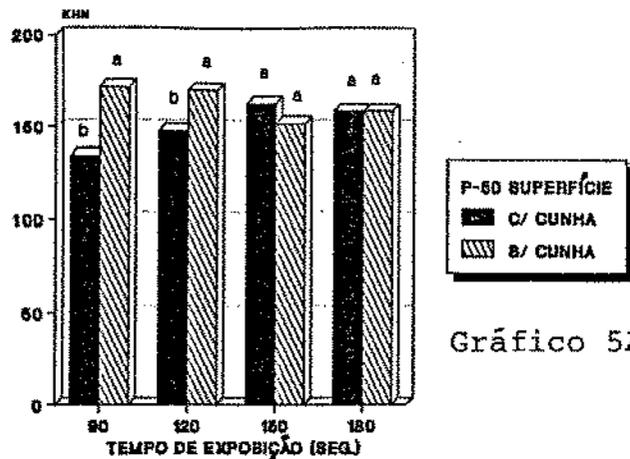


Gráfico 5A

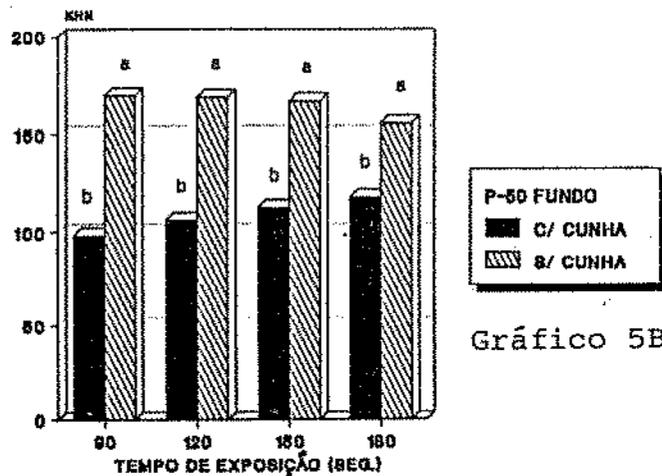


Gráfico 5B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 5A e 5B. Comparação do uso ou não de cunhas refletoras com o composto P-50, nas regiões de superfície e fundo das amostras.

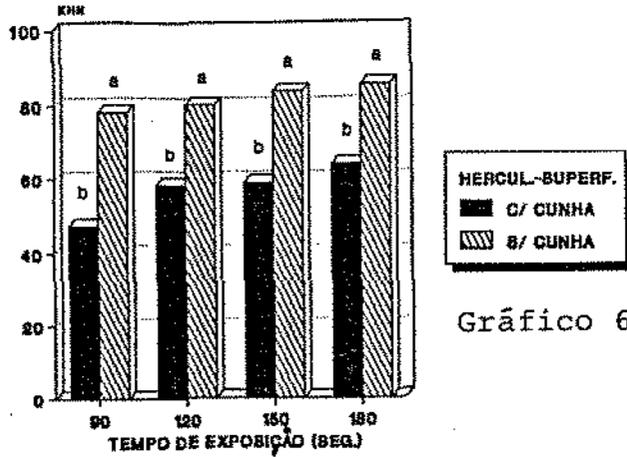


Gráfico 6A

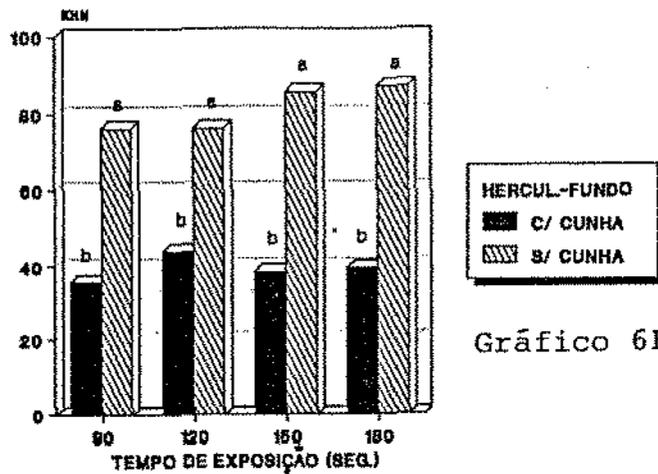


Gráfico 6B

Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Gráficos 6A e 6B. Comparação do uso ou não de cunhas refletoras com o composto Herculite XR, nas regiões de superfície e fundo das amostras.

6 - DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

A utilização da luz visível como sistema de ativação, a polimerização por camadas e o uso de cunhas refletoras na região gengivo-proximal dos dentes posteriores, tem como objetivo contribuir tecnicamente para aumentar a resistência ao desgaste e melhorar a adaptação marginal dos compósitos odontológicos aos tecidos duros do dente.

De acordo com ASMUSSEN⁰¹ e LUTZ et al¹⁰, a ativação pelo sistema de luz visível tem sido preferida em relação ao sistema de ativação química, por proporcionar maior grau de polimerização. Enquanto isso, a aplicação da técnica de inserção do compósito por camadas, reduz a contração volumétrica durante a polimerização, ainda presente nos compósitos modernos, segundo as afirmações de GOLDMAN¹¹.

Na realidade, a priorização no desenvolvimento dessas técnicas talvez tenha sido ocasionada porque os componentes básicos orgânicos dos compósitos odontológicos não sofreram alterações acentuadas desde o seu desenvolvimento, apresentando apenas uma diversificação nos tipos de partículas inorgânicas utilizadas, conforme os relatos de BOWEN⁰⁴ e LEINFELDER¹⁵. No entanto, as técnicas destacadas como opções para melhorar as propriedades físicas dos compósitos usados em dentes posteriores, apresentam limitações como a espessura da camada a ser polimerizada, o tempo de ativação do compósito pela luz visível, a redução da intensidade total da luz quando da utilização da cunha refletora, além da influência direta da composição dos componentes orgânicos e inor

gânicos do compósito odontológico, segundo BOWEN⁰⁴, COOK⁰⁶, BLAN KENAU et al⁰³, WATTS et al³⁵, ONOSE et al²⁴, LUTZ et al¹⁷, MATSU MOTO et al²⁰ e GOES et al¹⁰.

Algumas dessas limitações estão evidenciadas e são apre sentadas nos gráficos 1A a 6B, deste trabalho, onde utilizamos a propriedade dureza como referencial do grau de polimerização de compósitos ativados pela luz visível, segundo as recomendações de COOK⁰⁶, DE LANGE et al⁰⁸, TIRTHA et al³⁹ e SWARTZ et al³².

De acordo com o gráfico 1A, os resultados obtidos em va lores de dureza Knoop indicaram uma superioridade estatística do compósito P-50 em relação ao Herculite XR, na região de superfi cie da amostra, após a exposição direta da luz visível em todos os tempos considerados. Observamos ainda, que o compósito P-50 a presentou um valor numérico máximo de 182,1 KHN com 30 segundos de exposição, havendo em seguida uma diminuição gradual na dure za, nos demais tempos de exposição, sem no entanto, apresentar significância estatística. Por outro lado, o compósito Herculite XR apresentou um aumento numérico na dureza até 180 segundos (85,5 KHN), sem haver diferença estatística significativa nos di versos tempos.

Porém, o valor máximo da dureza do compósito Herculite XR foi aproximadamente 50% inferior, em relação à dureza máxima alcançada pelo compósito P-50. O alto grau de polimerização nos primeiros 30 segundos está relacionado com a capacidade de conver são dos monômeros existentes na composição orgânica dos compósi tos, formando uma rede polimérica imediatamente após o término da ativação, conforme explicações de HANSEN¹². Além disso, o máximo

grau de polimerização alcançado, talvez seja explicado pela semelhança na composição monomérica apresentada pelos dois compostos, que utilizam o BIS-GMA e TEGDMA, segundo o fabricante de cada produto; portanto, monômeros que apresentam o mesmo potencial de conversão para formar o polímero.

Por isso, a diferença nos valores de dureza Knoop apresentada no gráfico 1A, parece estar relacionada com o tipo de constituinte inorgânico usado nos compósitos, pois existe também semelhança no tamanho médio das partículas inorgânicas usadas nos compósitos P-50 e Herculite XR. De acordo com GOES⁰⁹, o compósito Herculite XR é composto pelos elementos Bário (37-47g%), Silício (28-31g%) e Alumínio (5-10g%), prevalentes na composição, enquanto o compósito P-50 é constituído pelos elementos Silício (46-47g%) e Zircônio (27-30g%), prevalentes na composição. Dessa forma, o silicato de zircônio que é utilizado no compósito P-50, segundo BRADLEY & THORTON⁰⁵, caracteriza-se como um mineral muito duro, apresentando uma dureza de 7,5 na escala Mohs e com densidade que varia entre 4,02 a 4,86 g/cm³. Assim, parece que a característica intrínseca da partícula inorgânica exerce influência na propriedade dureza como mostram os resultados deste estudo. Essa característica física parece ser confirmada por MAZER & LEINFELDER²¹, os quais obtiveram bons resultados na dureza e na resistência ao desgaste com o compósito P-50, em estudos de desempenho clínico até doze meses.

Na avaliação da região de fundo das amostras, apresentada no gráfico 1B, os resultados de dureza Knoop, também indicaram uma superioridade estatística do compósito P-50, em relação ao

Herculite XR, após a exposição direta à luz visível, em todos os tempos considerados. Assim, apesar de haver diferença estatística significativa entre os valores de dureza encontrados para os dois compósitos, os gráficos 3A e 3B indicaram que não houve diferença marcante entre os valores de dureza das regiões de superfície e fundo das amostras, para os dois materiais nos tempos de 90, 120, 150 e 180 segundos de exposição da luz. A diferença estatística somente ocorreu com os tempos de 30 e 60 segundos de exposição. Esses resultados são confirmados por ONOSE et al²⁴, OTA et al²⁵, KANCA^{14,13}, NEO et al²² e BAHARAV et al⁰² e, de acordo com tais autores, a diferença máxima de dureza entre a região de superfície e fundo sempre ocorre em tempos mais curtos de exposição de luz, confirmando assim que, a incidência de luz durante 60 segundos resulta numa dureza maior na região de superfície a de fundo, havendo semelhança na dureza após 60 segundos.

De acordo com RUYTER & DYSAED²⁰, o grau de conversão e a profundidade máxima de polimerização são dependentes da composição do material, da fonte de luz e do tempo de exposição. ASMUSSEN⁰¹, ainda, relata que compósitos contendo BIS-GMA e TEGDMA apresentam maior grau de conversão, e como consequência maior dureza, confirmando assim, a semelhança nos valores de dureza obtidos nas regiões de superfície e fundo dos materiais estudados (P-50 e Herculite XR), conforme os gráficos 3A e 3B, que utilizam como monômeros básicos o BIS-GMA e TEGDMA, além de partículas inorgânicas com tamanhos médios semelhantes, apesar de serem de tipos diferentes, conforme as conclusões de GOES⁰⁰ e as especificações do fabricante de cada material.

De acordo com os nossos resultados, o maior grau de polimerização foi obtido com 30 segundos de exposição; diferentemente portanto, dos resultados obtidos por VON FRAUNHOFER³⁴, WILSON et al³⁸, COOK & STANDISH⁰⁷, LEUNG et al¹⁶, WATTS et al^{35,36}, SIMONSEN & KANCA³⁰ e STANFORD et al³¹, os quais verificaram aumento na dureza superficial e na profundidade de polimerização, com aumento no tempo de exposição da luz, embora os valores relatados por esses autores sejam próximos aos valores de dureza Knoop obtidos para o compósito Herculite XR nesse estudo.

Recentemente, LUTZ et al^{17,18} recomendaram o uso de cunhas transparentes contendo um núcleo refletor para provocar o desvio da luz incidente, e assim, orientar os vetores de força de contração em direção ao tecido dental da região gengivo-proximal, com perda de aproximadamente 10% de luz. Esses autores, verificaram uma sensível melhora na adaptação marginal de restaurações de compósitos em cavidades classe II. No entanto, quando as amostras de 2mm de espessura foram polimerizadas, através da cunha refletora nos tempos de 30 e 60 segundos de exposição, não houve polimerização completa suficiente para permitir as mensurações de dureza nas regiões de superfície e fundo, razão pela qual os gráficos 2A e 2B não mostram os resultados correspondentes a esses tempos.

Assim, de acordo com o gráfico 2A, os resultados obtidos em valores de dureza Knoop, na região de superfície das amostras, indicaram superioridade estatística do compósito P-50, em relação ao Herculite XR, quando a cunha refletora foi utilizada no procedimento. Observamos também, que o compósito P-50 apresentou um valor numérico máximo de 162,7 KHN, com 150 segundos de exposição,

sem no entanto, apresentar importância estatística nos demais tempos (90, 120 e 180 segundos). Por outro lado, o compósito Herculite XR apresentou um aumento numérico na dureza até 180 segundos (63,9 KHN), sem diferença estatística significativa nos diversos tempos considerados. Da mesma forma que o P-50, o maior grau de polimerização do compósito Herculite XR foi atingido aos 90 segundos, mas com um valor de dureza aproximadamente 60% inferior.

Na avaliação da região de fundo das amostras, apresentada no gráfico 2B, os resultados de dureza Knoop, também indicaram superioridade estatística do compósito P-50, em relação ao Herculite XR, quando a polimerização foi efetuada através da cunha refletora nos tempos de 90, 120, 150 e 180 segundos. Assim, de acordo com os resultados, além de haver diferença estatística significativa entre os valores de dureza encontrados para os dois compostos (gráfico 2B), houve também diferença significativa entre a região de superfície e fundo para os materiais estudados (gráficos 4A e 4B). Porém, devemos salientar que esta diferença só ocorreu para o compósito Herculite XR após 150 segundos de exposição (gráfico 4B). Este resultado também foi confirmado por COOK⁰⁶ que, ao usar radiação ultravioleta, obteve profundidade de polimerização relativamente constante, até um determinado ponto (0,06cm), onde segundo o autor, uma quantidade significativa de radicais livres são bloqueados por moléculas do inibidor. Apesar das variações nos valores numéricos entre os tempos de 90, 120, 150, e 180 segundos de exposição da luz, não houve diferença estatística significativa para os dois materiais estudados, quando utilizamos a cunha refletora. Isso mostra que o maior grau de polimerização foi

obtido com 90 segundos. Esta igualdade nos valores de dureza em função do tempo de exposição demonstra mais uma vez o fato dos materiais utilizarem a mesma composição orgânica.

De acordo com YEARN^{3º}, a eficiência de polimerização também depende da quantidade de energia luminosa que é absorvida pela alfa-dicetona, para iniciar a reação de polimerização, e a polimerização através da cunha refletora provoca uma perda entre 10 e 16% da intensidade total de luz refletida em 180° na direção perpendicular ao eixo de incidência da luz original (LUTZ et al¹⁷ e GOES et al¹⁰). Assim, segundo esses autores, a qualidade da adaptação marginal das restaurações classe II, poderia ser melhorada pela técnica indireta, usando cunhas refletoras, porém com tempo maior de exposição de luz para compensar a perda na transmitância óptica provocada pelo uso das cunhas refletoras. No entanto, essas afirmações não foram confirmadas pelos resultados apresentados nos gráficos 2A, 2B, 4A, 4B, 5B, 6A e 6B.

Assim, de maneira geral, os valores de dureza Knoop, obtidos nas regiões de superfície e fundo das amostras dos compostos dentais P-50 e Herculite XR, apresentaram superioridade estatística quando foram polimerizadas pela incidência direta da luz visível, havendo sempre uma queda de aproximadamente 50% nos valores de dureza, relativos tanto à região de superfície como de fundo, quando utilizamos a cunha refletora como veículo para a polimerização da amostra. Entretanto, o valor de dureza apresentado pela amostra do composto P-50, na região de superfície, não apresentou diferença estatística significativa nos tempos de 150 e 180 segundos de exposição à luz, quando a amostra foi polimerizada a

través da cunha refletora (gráfico 5A). A explicação para tal igualdade na dureza superficial das amostras do compósito P-50, parece estar relacionada com o tipo de partícula inorgânica utilizada nesse material, e a sua baixa influência na cinética de polimerização, já que as variáveis propostas no estudo são consideradas iguais para os dois produtos. Com base nessa hipótese, podemos pressupor que o grau máximo de polimerização poderá ser atingido com tempos menores de exposição da luz visível, mesmo através da cunha refletora, se reduzirmos a espessura da camada a ser polimerizada, no caso desse material específico, mas parece pouco provável que isto ocorra com os compósitos que utilizam composição inorgânica vítrea à base de Bário, Silício e Alumínio.

7 - CONCLUSÃO

7 - CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos, podemos concluir que:

- 1 - O compósito P-50 apresentou valores de dureza Knoop maiores que o compósito Herculite XR, nas regiões de superfície e fundo, independente da técnica de polimerização utilizada.
- 2 - Os dois compósitos estudados não apresentaram diferença estatística para os valores de dureza Knoop, nas regiões de superfície e fundo, quando polimerizados diretamente pela luz visível, a partir de 90 segundos de exposição.
- 3 - Os valores de dureza Knoop apresentaram diferença estatística entre as regiões de superfície e fundo para ambos compósitos polimerizados através da cunha refletora, exceto na região de superfície do compósito P-50, a partir de 150 segundos de exposição à luz visível.

8 - RESUMO

8 - RESUMO

O propósito deste trabalho foi verificar a influência da intensidade luminosa emitida pelas cunhas refletoras, no grau de dureza dos compósitos odontológicos.

Foram utilizados dois compósitos para uso em restaurações de dentes posteriores (Herculite XR e P-50), e confeccionadas trinta amostras de cada material, usando a emissão da luz visível diretamente sobre o compósito, ou através de uma cunha refletora (HAWE NEOS), em tempos determinados de 30, 60, 90, 120, 150 e 180 segundos, para cada cinco amostras, respectivamente. Após o processo de polimerização, as amostras foram incluídas em resina à base de poliéster, e polidas. A seguir, as amostras foram divididas em duas regiões: superfície e fundo, onde foram feitas quatro penetrações em cada região, e as medidas de dureza foram obtidas utilizando-se um aparelho Durimet (Leitz Wetzlar), equipado com diamante Knoop, com carga de 50 gramas e tempo de 30 segundos para cada penetração.

Os resultados indicaram superioridade estatística ao nível de 5% de probabilidade do compósito P-50, independente do uso de cunhas refletoras, em relação ao Herculite XR nas regiões de superfície e fundo das amostras, em todos os tempos considerados. Observou-se que, usando cunhas refletoras, os valores de dureza foram estatisticamente inferiores ao nível de 5% de probabilidade, na região de superfície e de fundo do compósito Herculite XR, mas sem diferença estatística na região de superfície do compósito P-50, a partir de 150 segundos de exposição à luz visível.

9 - SUMMARY

9 - SUMMARY

The purpose of this paper was to investigate the influence of light intensity by reflecting light wedges in hardness from dental composites.

Two visible light activated composites were used in posterior teeth restoration (Herculite XR and P-50) and were fabricated thirty samples of each material using visible light emission, directly on the composite or through reflecting light wedges (HAWE NEOS), in previous time determination of 30, 60, 90, 120, 150 and 180 seconds, for each of the five samples, respectively. After the polymerization procedure, the samples were inserted in polyester resin based, then polished. Following, the samples were divided into two regions: surface and bottom, where four indentations were made in each region, and the hardness measurements were obtained using Durimet device (Leitz Wetzlar), provided with a Knoop diamond, charged of 50 grams in 30 seconds of time for each indentation.

The results showed that there is statistical superiority at 5% probability from the composite P-50, regardless the reflecting light wedges usage, related to Herculite XR in surface and bottom of samples in all the previous time considered. It was noticed, yet, that the usage of reflecting light wedges, the values for hardness were statistically inferior at 5% probability level, in both regions: surface and bottom of Herculite XR composite; but no statistical difference at P-50 composite surface region, from 150 seconds at visible light exposure.

10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 - ASMUSSEN, E. Restorative resins: hardness and strenght vs. quantity of remaining double bonds. Scand. J. dent. Res., Copenhagen, v.90, n.6, p.484-489, Dec. 1982.
- 2 - BAHARAV, H., ABRAHAM, D., CARDASH, H.S. et al. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. J. oral Rehabil., Oxford, v.15, n.2, p.167-172, Mar. 1988.
- 3 - BLANKENAU, R.J., KELSEY, W.P., CAVEL, W.T. et al. Wave length and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.106, n.4, p.471-474, Apr. 1983.
- 4 - BOWEN, R.L. Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. J. dent. Res., Chicago, v.58, n.5, p.1493-1503, May 1979.
- 5 - BRADLEY, D.C., THORTHON, P. Zirconium and hafnium. In : BAILAR, J.C., EMÉLEUS, H.J., NYHOLM, R. et al. Comprehensive inorganic chemistry. New York, Pergamon, 1973. v.3, p.419-456.

* De acordo com NBR-6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1989. Abreviaturas de Periódicos: "World Medical Periodicals".

- 6 - COOK, W.D. Factors affecting the depth of cure of U.V.-polymerized composites. J. dent. Res., Chicago, v.59, n.5, p. 800-808, May 1980.
- 7 - _____, STANDISH, P.M. Cure of resin based restorative materials. II. White light photopolymerized resins. Aust. dent. J., Sydney, v.28, n.5, p.307-311, Oct. 1983.
- 8 - DE LANGE, C., BAUSCH, J.R., DAVIDSON, C.L. The curing pattern of photo-initiated dental composites. J. oral Rehabil., Oxford, v.7, n.5, p.369-377, Sept. 1980.
- 9 - GOES, M.F. Estudo cristalográfico e análise dos elementos da fase inorgânica dos compósitos odontológicos. Ribeirão Preto, 1990. 105p. Tese [Doutorado] - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP.
- 10 - _____, RUBBI, E., BAFFA, D. et al. Optical transmittance of reflecting cervical wedges. Informação pessoal.
- 11 - GOLDMAN, M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. Aust. dent. J., Sydney, v.28, n.3, p.156-161, June 1983.
- 12 - HANSEN, E.K. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. Scand. J. dent. Res., Copenhagen, v.91, n.5, p.406-410, Oct. 1983.

- 13 - KANCA, J. Maximizing the cure of posterior light-activated resins. Quintess. Int., Berlin, v.17, n.1, p.25-27, Jan. 1986.
- 14 - _____ Visible light-activated composite resins for posterior use - a comparison of surface hardness and uniformity of cure. Update. Quintess. Int., Berlin, v.16, n.10, p.687-690, Oct. 1985.
- 15 - LEINFELDER, K.F. Wear patterns and rates of posterior composite resins. Int. dent. J., Bristol, v.37, n.3, p.152-157, Sept. 1987.
- 16 - LEUNG, R.L., FAN, P.L., JOHNSTON, W.M. Post-irradiation polymerization of visible light - activated composite resin. J. dent. Res., Chicago, v.62, n.3, p.363-365, Mar. 1983.
- 17 - LUTZ, F., KREJCI, I., OLDENBURG, T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. Quintess. Int., Berlin, v.17, n.12, p.777-784, Dec. 1986.
- 18 - _____, _____, LUESCHER, B. et al. Improved proximal margin adaptation of class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. Quintess. Int., Berlin, v.17, n.10, p.659-664, Oct. 1986.

- 19 - _____, PHILLIPS , R.W., ROULET , J.F. et al. "In vivo" and "in vitro" wear of potential posterior composites. J. dent. Res., Chicago, v.63, n.6, p.914-920, June 1984.
- 20 - MATSUMOTO, H., GRES, J.E., MARKER, V.A. et al. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. J. prosth. Dent., St. Louis, v.55, n.5, p.574-578, May 1986.
- 21 - MAZER, R.B., LEINFELDER, K.F. Clinical Evaluation of a Posterior Composite Resin Containing a New Type of Filler Particle. J. esth. Dent., [S.l.], [v. n.], p.66-70, Oct. 1988.
- 22 - NEO, J.C., DENEHY, G.E., BOYER, D.B. Effects of polymerization techniques on uniformity of cure of large - diameter, photo-initiated composite resin restorations. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.113, n.6, p.905-909, Dec. 1986.
- 23 - NEWMAN, S.M., MURRAY, G.A., YATES, J.L. Visible lights and visible light-activated composite resins. J. prosth. Dent., St. Louis, v.50, n.1, p.31-35, July 1983.
- 24 - ONOSE, H., SAND, H., KANTO, H. et al. Selected curing characteristics of light - activated composite resins. Dent. Mater., Washington, v.1, n.1, p.48-54, Feb. 1985.

- 25 - OTA, K., KIKUSHI, S., KOPEL, H.M. et al. Effect of light exposure time on the depth of curing in various composite resin systems. Pediat. Dent., Iowa City, v.7, n.1, p.19-22, Mar. 1985.
- 26 - PHILLIPS, R.W., LUTZ, F. Status report on posterior composites. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.107, n.1, p.74-76, July 1983.
- 27 - POLLACK, B.F., BLITZER, M.H. The advantages of visible light curing resins. N. Y. St. dent. J., New York, v.48, n.4, p.228-230, Apr. 1982.
- 28 - PREVDST, A.P., DESAUTELS, P., BENOIT, C.A. et al. Polymerization ability of 15 visible light curing generators. J. Can. dent. Ass., Ottawa, v.51, n.3, p.221-225, Mar. 1985.
- 29 - RUYTER, Y.E., OYSAED, H. Conversion in different depths of ultra-violet and visible light activated composite materials. Acta odont. scand., Oslo, v.40, n.3, p.179-192, Sept. 1982.
- 30 - SIMONSEN, R.J., KANCA, J. Surface hardness of posterior composite resins using supplemental polymerization after simulated occlusal adjustment. Quintess. Int., Berlin, v.17, n.10, p.631-633, Oct. 1986.

- 31 - STANFORD, C.M., FAN, P.L., LEUNG, R.L. et al. Polymerization of composites by sequential and continuous irradiation with visible light. Operative Dent., Seattle, v.11, n.2, p.51-54, Spring 1986.
- 32 - SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., RHODES, B. Visible light-activated resins - depth of cure. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.106, n.5, p.634-637, May 1983.
- 33 - TIRTHA, R., FAN, P.L., DENNISON, J.B. et al. "In vitro" depth of cure of photo-activated composites. J. dent. Res., Chicago, v.61, n.10, p.1184-1187, Oct. 1982.
- 34 - VON FRAUNHOFER, J.A. The surface hardness of polymeric restorative materials. Br. dent. J., London, v.130, n.16, p.243-245, Mar. 1971.
- 35 - WATTS, D.C., AMER, O.M., COMBE, E.C. Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br. dent. J., London, v.156, n.6, p.209-215, Mar. 1984.
- 36 - _____, MCNAUGHTON, V., GRANT, A.A. The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites. J. Dent., Bristol, v.14, n.4, p.169-174, Aug. 1986.

- 37 - WILDER, A.D., MAY, K.N., LEINFELDER, K.F. Three-year clinical study of U.V. - cured composite resins in posterior teeth. J. prosth. Dent., St. Louis, v.50, n.1, p.26-30, July 1983.
- 38 - WILSON, G.S., DAVIES, E.H., VON FRAUNHOFER, J.A. Micro-hardness characteristics of anterior restorative materials. Br. dent. J., London, v.148, n.2, p.37-40, Jan. 1980.
- 39 - YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int. dent. J., Bristol, v.35, n.3, p.218-225, Sept. 1985.

11 - APÊNDICE

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Tabela 2 - Análise da Variância, com esquema fatorial dos fatores RESINA, TIPO, LOCAL e TEMPO.

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. F
RESINA	1	271707.41	271707.41	1871.92	0.00001
TIPO	1	47824.81	47824.81	329.48	0.00001
LOCAL	1	7650.46	7650.46	52.70	0.00001
TEMPO	3	1266.08	422.02	2.90	0.03599
RESINAxLOCAL	1	859.61	859.61	5.92	0.01538
TIPOxLOCAL	1	9930.38	9930.38	68.41	0.00001
TIPOxTEMPO	3	1760.64	586.88	4.04	0.00871
RESINAxTIPOxLOCAL	1	2050.18	2050.18	14.12	0.00050
RESINAxTIPOxTEMPO	3	2196.77	732.25	5.04	0.00274
RESIDUO	144	20901.41	145.14		
TOTAL	159	366147.75			

MÉDIA GERAL: 106.138374

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO: 11.351%

Tabela 3 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%*
P - 50	5	134.41	A
HERCULITE XR	5	47.31	B

* Médias seguidas por letras distintas diferem entre si em nível de significância indicado.

Tabela 4 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	147.78	A
HERCULITE XR	5	58.38	B

Tabela 5 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	162.78	A
HERCULITE XR	5	58.92	B

Tabela 6 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	155.61	A
HERCULITE XR	5	63.91	B

Tabela 7 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	98.22	A
HERCULITE XR	5	35.61	B

Tabela 8 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	106.24	A
HERCULITE XR	5	43.92	B

Tabela 9 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	112.54	A
HERCULITE XR	5	38.38	B

Tabela 10 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de com cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	118.05	A
HERCULITE XR	5	39.45	B

Tabela 11 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	171.91	A
HERCULITE XR	5	78.18	B

Tabela 12 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	170.08	A
HERCULITE XR	5	80.18	B

Tabela 13 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	151.60	A
HERCULITE XR	5	83.72	B

Tabela 14 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, superfície do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	158.43	A
HERCULITE XR	5	85.57	B

Tabela 15 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	169.74	A
HERCULITE XR	5	76.27	B

Tabela 16 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	168.94	A
HERCULITE XR	5	76.25	B

Tabela 17 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	175.73	A
HERCULITE XR	5	85.61	B

Tabela 18 - Teste de Tukey para médias de RESINA, dentro de sem cunha do fator TIPO, fundo do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
P - 50	5	155.42	A
HERCULITE XR	5	87.13	B

Tabela 19 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	171.91	A
COM CUNHA	5	134.41	B

Tabela 20 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	170.08	A
COM CUNHA	5	147.78	B

Tabela 21 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	151.60	A
COM CUNHA	5	162.78	A

Tabela 22 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	158.43	A
COM CUNHA	5	155.61	A

Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	169.74	A
COM CUNHA	5	98.22	B

Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	168.94	A
COM CUNHA	5	106.24	B

Tabela 25 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	175.73	A
COM CUNHA	5	112.54	B

Tabela 26 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de P-50 do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	155.42	A
COM CUNHA	5	118.05	B

Tabela 27 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	78.18	A
COM CUNHA	5	47.31	B

Tabela 28 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULI
TE XR do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e
120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	80.18	A
COM CUNHA	5	58.38	B

Tabela 29 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULI
TE XR do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e
150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	83.72	A
COM CUNHA	5	58.92	B

Tabela 30 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULI
TE XR do fator RESINA, superfície do fator LOCAL e
180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	85.57	A
COM CUNHA	5	63.91	B

Tabela 31 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULI
TE XR do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 90 se
gundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	76.27	A
COM CUNHA	5	35.61	B

Tabela 32 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	76.25	A
COM CUNHA	5	43.92	B

Tabela 33 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	85.61	A
COM CUNHA	5	38.38	B

Tabela 34 - Teste de Tukey para médias de TIPO, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, fundo do fator LOCAL e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SEM CUNHA	5	87.13	A
COM CUNHA	5	39.45	B

Tabela 35 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	134.41	A
FUNDO	5	98.22	B

Tabela 36 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	147.78	A
FUNDO	5	106.24	B

Tabela 37 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	162.78	A
FUNDO	5	112.54	B

Tabela 38 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	155.61	A
FUNDO	5	118.05	B

Tabela 39 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 30 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	182.18	A
FUNDO	5	152.60	B

Tabela 40 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 60 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	171.92	A
FUNDO	5	150.61	B

Tabela 41 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	171.91	A
FUNDO	5	169.74	A

Tabela 42 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	170.08	A
FUNDO	5	168.94	A

Tabela 43 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	151.60	A
FUNDO	5	175.73	B

Tabela 44 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de P-50 do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	158.43	A
FUNDO	5	155.42	A

Tabela 45 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	47.31	A
FUNDO	5	35.61	A

Tabela 46 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	58.38	A
FUNDO	5	43.92	A

Tabela 47 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	58.92	A
FUNDO	5	38.38	B

Tabela 48 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, com cunha do fator TIPO e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	63.91	A
FUNDO	5	39.45	B

Tabela 49 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 30 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	66.49	A
FUNDO	5	56.82	B

Tabela 50 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 60 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	69.67	A
FUNDO	5	64.68	B

Tabela 51 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCULITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 90 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	78.18	A
FUNDO	5	76.27	A

Tabela 52 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCU LITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 120 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	80.18	A
FUNDO	5	76.25	A

Tabela 53 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCU LITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 150 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	83.72	A
FUNDO	5	85.61	A

Tabela 54 - Teste de Tukey para médias de LOCAL, dentro de HERCU LITE XR do fator RESINA, sem cunha do fator TIPO e 180 segundos do fator TEMPO.

NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	5%
SUPERFICIE	5	85.57	A
FUNDO	5	87.13	A