LUCIANE DE LIMA FRANCO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO, DUREZA E GRAU DE
CONVERSÃO DE COMPOSITOS PARA A TÉCNICA INDIRETA EM
FUNÇÃO DA COR**

São Paulo

2005

Luciane de Lima Franco

**Avaliação da resistência à flexão, dureza e grau de conversão de
compósitos para a técnica indireta em função da cor**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo, para obter o título de
Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci

São Paulo

2005

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Franco LL. Avaliação da resistência à flexão, dureza, grau de conversão de compósitos para a técnica indireta em função da cor.[Dissertação de Mestrado].São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, 01/09/2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*“Sem sonhos, as perdas se tornam insuportáveis,
as pedras do caminho se tornam montanhas,
os fracassos se transformam em golpes fatais...
Mas se tivermos grandes sonhos,
os erros produzirão crescimento,
e os desafios produzirão coragem!!”*

(autor desconhecido)

Aos meus pais, meus grandes mestres, todo o meu agradecimento seria pouco...
Vocês que desde o início, ao seu modo, me ensinaram a ter coragem para recomeçar e
prosseguir na vida, qualquer seja a situação, muito obrigada!!!!

À minha irmã, parceira sempre amiga e sempre presente em qualquer momento, para o
que der e vier, o meu obrigada do fundo do coração!!!

A toda a minha família, principalmente a minha tia Nega, que me ensinou a não desistir
de nada, não importando a dificuldade (lembra do campeonato de ginástica rítmica?
Aquele tapa valeu...) E a minha vizinha querida... “Sempre lembre da vó quando for fazer
alguma coisa...” Lembra vó? Obrigada a todos vocês.

Alex, você que transformou as montanhas do meu caminho em apenas pedras num
momento que eu já havia começado a esquecer dos sonhos... Que me resgatou no
momento mais difícil da minha vida e me trouxe de volta a felicidade... Meu respeito,
amor e muito obrigada...

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS AOS AMIGOS

Ao meu primeiro amigo em São Paulo, meu mestre e professor Carlos Francci. Que me abriu várias portas aqui, e me ensinou muitas coisas nessa caminhada. Muito obrigada por tudo, inclusive pela paciência!!!

À minha amiguinha Lilica, que sempre esteve ao meu lado, primeiro me ajudando e depois perguntando por quê!!! Você é uma amiga preciosa que Deus me deu. Obrigada por sua amizade...

Aos Ales, que sempre me ajudaram no mather what. Obrigada inclusive pelos super puxões de orelha, serviram muito para o meu crescimento em todos os sentidos...

À você Edméa, uma amiga tão especial, sempre preocupada e solidária, em todos os meus momentos... Muito obrigada por tudo!!!!

Ricardo (Khalangoo), meu super amigo em tão pouco tempo... Obrigada pelas conversas, pelos conselhos, pelas risadas, pelas caminhadas na praia de São Luís, e por tudo, muito obrigada!!

Nino, Sandrews, Andrews, Silvinha, Nívea, Carminha, Carlinha, Waltão, PC, Silvio, Antônio, Zero, Ceci, Marcelo, Herbert, Marcos, Dani, Mirtes, Mary, Jô, Jana, Marcela, Paulinho e todos meus amigos de verdade, muito obrigada a vocês!!

À professora Rosa, mãe dessa criança também, por todo o carinho, os conselhos e todos os momentos, desde o início, Obrigada!!!!

Léo e PC, vocês foram fundamentais em vários momentos, obrigada!!! Professor Rafael, Muench, Igor e todos os outros, obrigada!!!

Rosinha!!! Desde 2000, incondicionalmente ao meu lado. Sempre amiga, muito obrigada!!!

Ao meu melhor amigo de todas as horas, Bada... Você realmente é o melhor amigo do homem, obrigada!!!

A TODOS QUE POR ACASO EU TENHA ESQUECIDO, E QUE SAIBAM DA MINHA AMIZADE... MUITO OBRIGADA!!!

Franco LL. Avaliação da resistência à flexão, dureza, grau de conversão de compósitos para a técnica indireta em função da cor.[Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

O objetivo do trabalho foi avaliar a resistência à flexão, microdureza e grau de conversão de 9 resinas compostas para uso indireto: Solidex (Sl), Epricord (Ep), Belleglass (Be), Signum (Sg), Sinfony (Sy), Tescera (Te), Cristobal (Cr), Targis (Ta) e Adoro (Ad); e uma resina para uso direto como controle, Esthet X (Et), em função da cor: esmalte (E), dentina (D) e translúcido (T). O teste de resistência à flexão (n=15) obedeceu ao método dos três pontos (Kratos) e, após a obtenção dos valores de carga, os corpos de prova fraturados eram posicionados em fita matriz de poliéster e fixados com resina quimicamente polimerizável (Adaptic) no paralelômetro. Em seguida, os corpos de prova eram levados ao microdurômetro (Shimadzu), para obtenção dos valores de microdureza Knoop (n=15), através da aplicação de uma carga de 50gramas por 30 segundos. Para o grau de conversão (n=3), os corpos eram construídos na mesma matriz usada para resistência à flexão, e posicionados em frente ao feixe de infravermelho do espectrofotômetro Raman (Bruker RFS 100/S - 64 scans) para leitura do grau de conversão. A análise de Variância e teste de Tukey foram usados para tratamento dos dados obtidos. A partir dos resultados, chegou-se às seguintes conclusões: 1. Resistência à flexão: O ranqueamento variou em função da cor e as resinas Cr, Sy, Be e Ta tiveram valores de resistência flexural estatisticamente superiores aos dos outros materiais. Os piores materiais foram o Ep, Sg e Sl. A cor não mostrou diferenças significantes ($p=12$), mas a interação ($p<0,0001$) e o material ($p<0,0001$) mostraram. Dois grupos intermediários entre estes foram encontrados. Um deles com valores muito próximos ao grupo com maiores médias de resistência flexural, os quais se encontram os materiais, Et e Te e, um terceiro grupo foi composto pelo material

Ad. 2. Microdureza: As resinas Te > Cr > Be > Et, se destacaram com os maiores valores de dureza, (em ordem decrescente de valores de dureza, e com diferenças significantes entre elas). Os piores valores foram obtidos por Ad e Sy com diferenças significantes entre eles. Ep, Sg, Sl e Ta constituíram um grupo com valores intermediários. Portanto, o material (p<0,0001) e a interação (p<0,0001), obtiveram diferenças significantes. Em relação à cor (p<0,0002), a cor indicada para esmalte apresentou valores estatisticamente inferiores do que dentina e translúcido, e deve ser atribuída aos baixos valores em esmalte, em relação a outras cores do material Te. 3. Grau de conversão: Os maiores valores foram obtidos pelo material Te > Be > e = Cr > ou = Sy = Ad. Os materiais Ep e Ta apresentaram valores de grau de conversão logo abaixo destes materiais, e os piores valores de grau de conversão foram mensurados nos materiais Sg, Et e Sl, com diferenças estatisticamente significantes entre eles. Em relação à cor (p<0,0001), a cor indicada como translúcido apresentou valores estatisticamente superiores aos das duas outras cores. Estes resultados são devido aos altos valores apresentados pelos materiais Sy e Ep. Também tiveram valores significantemente diferentes o material (p<0,001) e a interação (p<0,0001).

Palavras-Chave: Compósito indireto; compósito direto; resistência à flexão; dureza; grau de conversão; cor

Abstract

Objectives: To characterize nine laboratory-processed composite systems (Adoro [Ad], Belleglass [Be], Cristobal [Cr], Epricord [Ep], Sinfony [Sy], Signum [Sg], Solidex [Si], Targis [Ta] and Tescera [Te],) and one composite for direct placement (Esthet-X [Et]) in terms of particle-size distribution and to compare the flexural strength (FS), Knoop hardness (KH) and degree of conversion (DC) of these composites. **Materials and methods:** Approximately 5 g of composite paste were dissolved in acetone *pro analysi*, mixed and centrifuged for 30 min at 3000 rpm. The remaining filler particles were dried (37 °C/12 h) and ultrasonically agitated. A computer-controlled apparatus using laser-diffraction technology was used to determine particle size distribution. Specimens (10 x 2 x 1 mm) were fractured with a 3-point bending test (n=15). KH was measured on fragments obtained after the flexural test (25g/30s). Raman spectra of both unpolymerized and polymerized resins were measured at room temperature in the backscattering geometry using the FT-Raman spectrometer. FS, KH and DC data were analyzed with one-way ANOVA and Tukey's post-hoc test ($\alpha=0.05$). **Results:** The range of particle sizes was dramatically different for each composite. The composite Et showed the narrowest range of particle size while Sg showed the widest range. The highest DC means were observed for Te, Be and Cr. The lowest means were observed for Sg, Et and Si. Cr, Sy and Ta showed the highest FS values, while Ep, Sg and Si showed the lowest FS values. Te, Cr, Be and Et showed the highest KH means, while Ad and Sy the lowest.

Conclusions: The composites Te, Cr and Be showed the best performance in all methods evaluated. On the other hand, the indirect composites Ep, Sg and Si demonstrated the worst performance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Sistema de polimerização da resina Adoro e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	54
Figura 4.2 – Sistema de polimerização da resina Belleglass e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	54
Figura 4.3 – Sistema de polimerização da resina Cristobal e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	54
Figura 4.4 – Sistema de polimerização da resina Epricord e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	55
Figura 4.5 – Sistema de polimerização da resina Esthet - X e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	55
Figura 4.6 – Sistema de polimerização da resina Signum e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	55
Figura 4.7 – Sistema de polimerização da resina Sinfony e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	56
Figura 4.8 – Sistema de polimerização da resina Solidex e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	56
Figura 4.9 – Sistema de polimerização da resina Targis e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	57
Figura 4.10 – Sistema de polimerização da resina Tescera e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas	57
Figura 4.11 - Matriz bipartida para a confecção dos corpos-de-prova do teste de resistência à flexão	58
Figura 4.12 - Preenchimento da cavidade com resina composta.....	59
Figura 4.13 – Superfície lisa e uniforme após pressão	59

Figura 4.14 – Dimensões de um corpo-de-prova utilizado para o teste de flexão	59
Figura 4.15 – Detalhe do dispositivo para a realização do teste de resistência flexural ..	60
Figura 4.16 - Uso da fita matriz de poliéster para obtenção de superfície lisa da resina .	62
Figura 4.17 - Uso do paralelômetro para planificação da resina	62
Figura 4.18 - Foto do microdurômetro	63
Figura 4.19 - FT-Raman (modelo RFS 100/S, da Bruker).....	64
Figura 5.1 - Médias de cada uma das resinas em relação à resistência flexural	72
Figura 5.2 - Médias de cada uma das resinas em relação à dureza (KHN).....	73
Figura 5.3 - Médias de cada resina em relação ao grau de conversão.....	73
Figura 5.4 - Médias de cada cor em relação a resistência flexural (MPa).....	74
Figura 5.5 - Médias de cada cor em relação a dureza Knoop(KHN).....	74
Figura 5.6 - Médias de cada cor em relação ao grau de conversão (%).....	75

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 4.1- Relação das resinas compostas utilizadas, respectivos fabricantes, características de composição e manipulação	51
--	----

Tabela 5.1 - Médias e desvios-padrão de cada uma das condições experimentais em relação à resistência flexural (MPa), dureza (KHN) e grau de conversão (%)	71
--	----

Tabela 5.2 - Médias e desvios-padrão de cada uma das resinas em relação à resistência flexural (MPa), dureza (KHN) e grau de conversão (%), assim como a análise estatística para cada uma das propriedades avaliadas	72
---	----

Tabela 5.3 - Médias e desvios-padrão de cada uma das cores em relação à resistência flexural (MPa), dureza (KHN) e grau de conversão (%), assim como a análise estatística para cada uma das propriedades avaliadas	74
---	----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1-Gráfico dos espectros da resina polimerizada e não polimerizada....65

SUMÁRIO

p.

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
3	PROPOSIÇÃO	44
4	MATERIAL E MÉTODOS	45
4.1	Sistemas de resinas e métodos de polimerização	46
	Descrição das resinas compostas e dos sistemas de polimerização utilizados	48
4.2	Resistência à flexão	58
4.3	Teste de microdureza.....	61
4.4	Grau de conversão	64
5	RESULTADOS	67
	Resistência à flexão	67
	Dureza Knoop	68
	Grau de conversão	70
6	DISCUSSÃO	76
6.1	Geral	76
6.2	Grau de conversão	79
6.3	Resistência à flexão	84
6.4	Dureza	87
6.5	Considerações finais e discussão da cor	88
7	CONCLUSÕES	92
	REFERÊNCIAS	94

1 INTRODUÇÃO

A principal justificativa para a substituição de restaurações metálicas por compósitos é a estética. As propriedades mecânicas dos compósitos são essencialmente diferentes daquelas das incrustações metálicas e das restaurações de amálgama. Compósitos são geralmente mais resilientes, embora apresentem menor resistência ao desgaste, o que pode limitar suas indicações em dentes posteriores, comparados às restaurações metálicas. Algumas modificações na composição levaram a uma mudança nas propriedades mecânicas dos compósitos e isto tem permitido uma diversificação de aplicações para dentes posteriores (KNOBLOCH et al., 1999; REINHARDT; BOYER; STEPHENS 1994).

Ruyter (1992) dividiu basicamente os compósitos odontológicos em restauradores de uso direto, os quais são levados e polimerizados na cavidade dental; e restauradores de uso indireto ou laboratorial, os quais são confeccionados diretamente na cavidade oral ou em modelos, mas a polimerização final é sempre externa, para depois serem cimentados na cavidade bucal.

Embora os compósitos fotopolimerizáveis, principalmente os de uso direto, tenham uma aplicação clínica bastante ampla, problemas como falta de precisão de margens, principalmente cervicais; de forma e de contornos anatômicos, devido principalmente à inabilidade técnica dos operadores (ÜÇTAŞLI; WILSON; ZAIMOGLU, 1993); reações de degradação do material com liberação de subprodutos; instabilidade de cor (NEVES; ORÉFICE; JANSON, 2002), grande contração de polimerização e a cura ou conversão sem uniformidade e/ou insuficiente (NEVES; ORÉFICE; JANSON, 2002; SCHULZE et al., 2003; TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA, 1999; XU et al., 2000a; XU et al., 2000b) podem levar a um considerável grau de insucessos. Tais deficiências estimularam o desenvolvimento de técnicas laboratoriais específicas que trazem algumas vantagens como: contração de polimerização restrita ao cimento resinoso de fixação, uma vez que a contração de polimerização do compósito ocorre livremente, sem gerar tensão nas paredes cavitárias;

melhor adaptação; maior facilidade de ajuste, reparo e polimento; maior grau de conversão e menor tempo clínico (ELAKWA; SHERATA; MARQUIS, 2001; KNOBLOCH et al., 1999; NASH, 2002).

As propriedades mecânicas dos compósitos são influenciadas diretamente pelas características das partículas de carga (CESAR; MIRANDA Jr.; BRAGA, 2001; XU et al., 2000a); bem como pelo grau de conversão monomérica da matriz, normalmente medido indiretamente através da dureza, ou de forma direta mais adequada, pelo grau de conversão (BRADEN; NICHOLSON; PARKER, 1997; CONDON; FERRACANE, 1997; TOUATI, 1996).

Os compósitos fotoativados de uso indireto foram desenvolvidos há mais de dez anos, sendo amplamente utilizados devido às suas propriedades físicas e de manuseio (TANOUE et al., 2000a). A polimerização em técnicas indiretas pode utilizar desde uma fotoativação com elevada intensidade de luz isolada, ou combinado com calor e vácuo, ou ainda combinada com calor e pressão em atmosfera de nitrogênio ou em água. Essas combinações permitem uma espécie de segunda cura, elevando o grau de conversão. Com o aumento do grau de conversão, em geral, melhoram-se as propriedades mecânicas dos compósitos (FERRACANE; CONDON, 1992; NEVES; ORÉFICE; JANSEN, 2002).

Touati e Aidan (1997) indicam que as resinas indiretas sofreram vários avanços, desde os primeiros materiais a serem utilizados. Os autores classificam os compósitos indiretos em algumas gerações, de acordo com as propriedades mecânicas. A primeira geração de compósitos era representada por resinas microparticuladas e tinham baixas propriedades mecânicas (resistência à flexão de 60-80 MPa, módulo de elasticidade de 2-3,5 GPa e baixa resistência ao desgaste), a despeito dos vários métodos auxiliares de polimerização (luz halógena, calor e pressão e laser argônio). Com o intuito de melhorar estas propriedades, os fabricantes passaram a desenvolver novos materiais com alto percentual de carga inorgânica (cerca de 66% em volume). Além da mudança no percentual, foram feitas também mudanças na forma, tamanho e composição das partículas o que resultou no aumento das propriedades mecânicas desta segunda geração. Touati e Aidan (1997) indicam que a resistência à flexão dos materiais foi aumentada para cerca de 120-

160 Mpa, o módulo de elasticidade para 8,5-12 GPa e a resistência ao desgaste passou a ser similar à que ocorre com o esmalte.

Ainda, Touati e Aidan (1997) afirmam que existem materiais com propriedades intermediárias entre os classificados como primeira e os classificados como segunda geração. Alguns materiais classificados dentro deste grupo têm composição similar ao da segunda geração, mas a forma com que são polimerizados no laboratório não lhes permite obter altas propriedades mecânicas. Já outros materiais, que tem sistemas de polimerização acessórios efetivos, não possuem composições que lhes permitam atingir boas propriedades mecânicas.

Desta maneira, é necessário que se entenda que, para se obter um compósito laboratorial com excelentes propriedades para ser utilizado como material indireto faz-se necessária a combinação de um material com alto percentual de carga, mas também de um sistema de polimerização acessório que permita um alto percentual de conversão.

Recentemente várias empresas lançaram novos materiais no mercado odontológico, o que tornou imprescindível uma análise comparativa de propriedades mecânicas dos compósitos laboratoriais disponíveis, levando-se em consideração os diferentes métodos de polimerização utilizados e suas composições, objetivo deste estudo. Desta forma almeja-se dar suporte científico ao cirurgião-dentista no momento de selecionar um compósito laboratorial com as melhores propriedades para cada situação clínica a ser resolvida.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Ferracane (1985) avaliou a relação entre o grau de conversão (FTIR) e o teste de microdureza em resinas de diferentes tipos, variando o conteúdo orgânico e viscosidade. Para a análise do grau de conversão, leituras foram feitas após 1, 2, 6, e 24h. Os corpos-de-prova para a análise de microdureza foram polimerizados e testados em vários intervalos de tempo (5, 10, 20, 30, 60 e 120 min, 6 e 24 h. Os resultados indicam que os valores do grau de conversão e da dureza Knoop continuam a aumentar após a polimerização e que houve uma forte correlação positiva ($r=0,93$, $p<0,05$) entre as duas propriedades.

Ferracane e Greener (1986) avaliaram o efeito de variáveis da composição química no grau de conversão e na resistência à flexão, dentre outras propriedades, como a resistência à compressão, resistência à tração diametral e dureza superficial de 14 resinas compostas experimentais. A resistência à flexão foi correlacionada à análise do grau de conversão com FTIR (*Fourier Transform Infrared*). Corpos-de-prova de flexão de cada material foram fotoativados (60s em cada terço) e submetidos ao teste de flexão. Os autores mostraram que as resinas com alta concentração de diluente obtiveram os maiores valores de grau de conversão. Houve uma correlação positiva ($r=0,93$) entre o aumento da resistência à flexão e do grau de conversão.

Oysaed e Ruyter (1986) determinaram o efeito da sorção de água em algumas propriedades mecânicas de oito resinas compostas, entre elas, a resistência à flexão. Os espécimes foram confeccionados segundo a norma ISO 4049, com dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm, em molde metálico. Um grupo de sete espécimes de cada material foi armazenado a 37°C em umidade relativa de 30% por 24h, e outro grupo em água destilada a 37°C por três meses. Após o armazenamento, foram submetidos ao teste de flexão de 3 pontos com distância entre os apoios de 20 mm e velocidade de aplicação da carga de

1mm/min. Todos os espécimes foram testados com temperatura controlada de 37°C a seco ou 37°C imerso em água. Os valores obtidos mostraram que a resistência à flexão dos espécimes testados a 37°C imersos em água é sempre menor ou igual à resistência dos testados em ambiente seco a 37°C. Segundo os autores, o efeito negativo da água na resistência à flexão tem origem na sorção, que leva a uma degradação hidrolítica da silanização da carga nas resinas compostas.

Cook e Johansson (1987) determinaram o grau de polimerização através dos testes de resistência à flexão e à tração diametral de quatro resinas compostas submetidas a diferentes tratamentos térmicos. Os corpos-de-prova para o teste de flexão foram fotoativados por 60s, mantidos secos por 24 horas, variando-se as temperaturas de armazenamento (5, 23, 60 e 100°C). Em seguida, o teste de flexão foi executado a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram que, com o tratamento térmico a 100°C, ocorreu um aumento da qualidade do polímero, devido a formação de ligações cruzadas. Com o aumento do grau de polimerização decorrente do tratamento térmico, houve um significativo aumento da resistência à flexão.

Eliades, Vougiouklakis e Caputo (1987), avaliaram a influência da distância da fotoativação e do tratamento térmico sobre o grau de conversão (FTIR) e a dureza Knoop das seguintes resinas compostas: Silux, 3M Dental Products; Heliosit, Vivadent; Command Ultra Fine, Kerr/Sybron; Prisma-Fil, Dentsply; e Estilux Posterior, Heraeus Kulzer. A polimerização das resinas foi realizada nas respectivas unidades de cada fabricante, durante 20, 40 e 60 segundos de exposição. As unidades utilizadas foram: Visilux, 3M Dental Products; Heliomat, Vivadent; Command, Kerr/Sybron; Prisma-Lite, Dentsply; e Translux, Heraeus Kulzer. A espectroscopia infravermelha por reflexão total micro-atenuada (micro-ATR) foi utilizada para avaliar o grau de conversão de espécimes cilíndricos de 4mm de diâmetro e profundidades de 0,5 à 6mm, analisadas a cada 0,5mm. Segundo os autores, os resultados obtidos para a dureza Knoop evidenciaram que, logo abaixo da superfície que foi fotoativada, existe uma correlação forte com os valores do grau de conversão, e que, à medida que se aumentou a distância da fotoativação ou a espessura do material, esses

valores já não convergiram mais e modificaram-se drasticamente. A baixa profundidade de polimerização deve-se ao fenômeno da refração, devido à presença da sílica coloidal como carga. Ainda, segundo os autores, a resina de micropartículas, que possui carga pré-polimerizada, diminuiu o efeito do tratamento térmico no grau de conversão e nos valores de dureza Knoop. A influência da temperatura na polimerização adicional foi atribuída à movimentação do monômero residual “preso” ao redor da cadeia polimérica. Porém esse efeito foi diminuído após 24 horas, quando ocorreu uma queda na quantidade de radicais livres presentes na cadeia.

Wendt Jr. (1987a) avaliou a influência do tratamento térmico variando a temperatura na mudança nas propriedades físicas (resistência à tração diametral, à compressão, módulo de elasticidade e resiliência) de três resinas compostas (Profile TLC, SSWhite; P-30, 3M Dental Products; Occlusin, Coe Laboratories). O tratamento térmico foi feito a seco por 10 min, em forno especial, nas temperaturas de 60, 100, 125, 150, 175 e 200°C. Os resultados mostraram que, em geral, o tratamento térmico aumentou a resistência à tração diametral das resinas compostas. Já a resistência à compressão apresentou aumento em algumas temperaturas, mas diminuiu em outras (60 e 200°C). Tanto o módulo de elasticidade, como a resiliência, não se mostraram influenciados pelo tratamento térmico ($p > 0,05$). O autor concluiu que a resistência à tração diametral não aumentou para nenhum dos materiais testados quando foi executado o tratamento térmico; que a resistência à compressão aumentou e diminuiu, mostrando nenhuma tendência com o aquecimento, sendo quase que material independente; que a adição de calor após a polimerização inicial não fez com que os materiais testados se tornassem mais friáveis.

Em outro estudo no mesmo ano Wendt Jr. (1987b) avaliou novamente a influência da variação de temperatura no tratamento térmico das mesmas resinas compostas testadas anteriormente (Profile TLC, SSWhite; P-30, 3M Dental Products; Occlusin, Coe Laboratories). Neste estudo o autor avaliou outras propriedades, como a resistência ao desgaste, dureza superficial e estabilidade de cor. O tratamento térmico a seco, por 10 minutos, foi realizado nas seguintes temperaturas: 60, 100, 125, 150, 175 e 200°C. Os

resultados mostraram que, de maneira geral, todas as propriedades físicas testadas melhoraram com o tratamento térmico, e que a temperatura de 125°C mostrou-se a mais eficiente. Conforme conclui o autor, essa temperatura é a Tg dos materiais testados e, este deve ser o motivo da melhoria das propriedades mecânicas testadas.

Reinhardt e Smolka (1988) avaliaram *in vitro* a adaptação marginal de restaurações em cavidades de classe I de resinas compostas, utilizando a técnica direta e a técnica indireta. Na técnica direta era realizada apenas a fotoativação convencional. Já na técnica indireta, associava-se a fotoativação com o tratamento térmico em água em ebulição por 30s. As restaurações foram submetidas à ciclagem mecânica e analisadas quanto à adaptação das margens. Os resultados mostraram que as restaurações na técnica indireta obtiveram os melhores resultados em comparação com a técnica direta.

Wendt Jr. e Leinfelder (1990) investigaram o desempenho clínico de 60 restaurações *inlays* comparando-se a técnica direta (n=30) e a técnica indireta (n=30). A resina Charisma (Heraeus Kulzer) foi utilizada nas duas técnicas. Na técnica indireta, após fotoativação, as restaurações eram submetidas ao tratamento térmico a seco à temperatura de 125°C por 7 min, previamente a cimentação. As restaurações foram aleatoriamente distribuídas nos pacientes no modelo *split-mouth*, ou seja, as duas técnicas eram aplicadas em todos os pacientes. Após um ano, os autores indicaram que não houve diferença na resistência ao desgaste para as duas técnicas de restaurações. Porém, houve maior integridade marginal das restaurações com tratamento em relação às restaurações diretas, além de menor manchamento, menor incidência de cárie secundária, bem como, um menor relato de sensibilidade pós-operatória por parte dos pacientes. Portanto, pode-se afirmar que a técnica indireta trouxe melhora significativa em relação à técnica direta, atribuída provavelmente ao tratamento térmico.

O objetivo de De Gee et al. (1990) foi avaliar a influência do tratamento térmico (125°C por 7 min) na resistência ao desgaste de várias resinas compostas. Após fotoativação, de acordo com as recomendações dos fabricantes, um grupo foi submetido ao tratamento térmico e outro grupo não (controle). Os resultados mostraram um aumento

significativo na resistência ao desgaste ($p < 0,05$) com o tratamento térmico, para a grande maioria dos materiais. Os autores atribuíram os resultados ao relaxamento da cadeia de polímeros, ocorrido pela aplicação de calor, principalmente nas áreas de interação *matriz x carga*, onde as tensões são maiores. Eles ainda comentam que com o tratamento térmico ocorre um aumento das ligações cruzadas, favorecendo também a melhoria das propriedades mecânicas do material.

Asmussen e Peutzfeldt (1990) avaliaram o efeito do tratamento térmico em várias propriedades mecânicas de resinas experimentais com variadas composições de monômeros: 25% BisGMA + 75% TEGDMA; 25% BisGMA + 25% TEGDMA + 50% UEDMA; 25% BisGMA + 25% TEGDMA + 25% UEDMA + 25% HEMA; e 25% BisGMA + 25% TEGDMA + 50% HEMA. Os corpos-de-prova de flexão foram fotoativados por 80s e, a seguir, receberam tratamento térmico por 1 hora em 6 diferentes temperaturas entre 37 e 200°C. Após armazenamento em água a 37°C por uma semana, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão. As resinas com alto percentual de UEDMA não sofreram influência da temperatura, e a resina que continha menor percentual de UEDMA apresentou menor resistência à flexão em relação às resinas sem este componente. As diferentes composições mostraram valores estatisticamente diferentes, e quanto maior a temperatura, maior os valores. Contudo, os autores observaram que houve descoloração do material em temperaturas elevadas.

Peutzfeldt e Asmussen (1991) avaliaram a resistência à flexão, à tração diametral, módulo de elasticidade e a influência do tratamento térmico de três resinas do sistema *inlay/onlay*. Brilliant-Coltene, polimerizado por 60 segundos de cada lado na unidade Translux, CL- Heraeus-Kulzer&Co, adicionados de 7 minutos de calor no forno Coltene AG (DI.500 - calor/luz); Estilux Posterior CVS-Heraeus Kulzer, polimerizado por 20 segundos de cada lado, adicionado de luz por 6 minutos na unidade Dentacolor XS – Kulzer; e Sr-Isosit – Ivoclar, polimerizados na unidade Ivomat IP3 com polimerização hidropneumática pressurizada por 10 minutos, 6 atmosferas e 120°C. Após 1 semana de armazenamento, os corpos de prova foram submetidos ao teste de flexão. Apenas os resultados de Estilux

Posterior CVS mostraram que o tratamento térmico proporcionou melhora nos resultados referentes às propriedades mecânicas estudadas. Os demais materiais não apresentaram diferenças significativas, justificadas pelas variáveis de composição dos materiais e dos métodos de polimerização preconizados pelos fabricantes.

Reinhardt (1991) estudou o efeito do tratamento térmico no grau de conversão (FTIR) na superfície e no corpo de uma resina composta. Os resultados indicaram que: houve significativa diferença para os valores do grau de conversão, antes e depois do tratamento térmico (54% e 72%, respectivamente) no corpo do material. Contudo, na superfície, o aumento não foi significativo (75% e 79%, respectivamente). Isto indica que, o efeito do tratamento térmico afeta o corpo e não a superfície do material.

Noack e Roulet (1991) revisam o uso de restaurações estéticas, particularmente em restaurações indiretas. Os autores indicam que grande parte do avanço nesta área se deveu a melhoria nos processos de cimentação adesiva que têm gerado boa adaptação marginal, embora em dentina este processo ainda seja de difícil execução. Nas resinas indiretas atuais, os autores afirmam que a adaptação marginal tem girado em torno de 17 μ m a 121 μ m. Por outro lado, melhores materiais restauradores têm sido produzidos por meio de modificações em suas composições químicas, tanto nas cerâmicas, como nas resinas. As resinas contam também com avanços nas técnicas de polimerização. Todavia, quanto mais polimerizada estiver a resina, menos ligações duplas de carbono estarão disponíveis para interação com os cimentos resinosos. Como conclusão, os autores relatam que *inlays* em resina ou cerâmica são tendências atuais, em substituição às restaurações metálicas, necessitando de mais pesquisas na intenção de aperfeiçoá-las.

Peutzfeldt e Asmussen (1992) avaliaram algumas propriedades mecânicas (resistência à flexão, à tração diametral, módulo de elasticidade e de resiliência) de duas resinas compostas experimentais, assim como o efeito do tratamento térmico adicional em várias combinações de tempo (0, 10 e 30 min, 1, 6 e 24 horas) e temperatura (37, 75, 100, 125, 150, 175, 200 e 225°C). Os resultados dos vários testes mostraram que as temperaturas de tratamento em que as resinas obtiveram os melhores resultados foram em

125, 150 e 200°C, nos tempos de 1, 6 e 24 h. Com isto, os autores recomendaram a temperatura de 150°C por 1 hora como sendo suficiente para o aumento nas propriedades mecânicas das resinas testadas. Indicaram também que tratamentos térmicos nas temperaturas acima de 175°C devem ser evitados por causarem alteração de cor nas resinas compostas testadas.

Ruyter (1992) revisou, de maneira geral, o desempenho dos sistemas atuais de resinas compostas, que utilizam polimerização adicional, para a confecção de restaurações pela técnica indireta. O autor indicou que a composição química é semelhante às resinas usadas na técnica direta. Isto, segundo o autor, indica que é possível a utilização de resinas destinadas à técnica direta em técnica indireta, desde que uma segunda polimerização extra-oral (calor seco ou úmido, associado à pressão ou vácuo) possa ser executada. Alguns sistemas *inlay* utilizam o sistema semidireto, ou seja, fazem a fotoativação inicial, intra-oral, e complementam a polimerização extra-oral. Mas a grande maioria dos sistemas utiliza apenas a polimerização extra-oral, confeccionando a peça no laboratório, após a obtenção de um modelo da cavidade preparada. O autor relatou que a maior vantagem do sistema *inlay* é que a contração de polimerização ocorre fora da cavidade e é restrita à pequena camada correspondente ao agente cimentante. Ele também indica que existe consenso na literatura de que as restaurações indiretas permitem uma melhor adaptação marginal, ponto de contato e polimento superficial, quando comparadas com as resinas do sistema direto. Isto se deve, em grande parte, devido ao maior grau de conversão da parte polimérica e, conseqüentemente, melhores propriedades mecânicas, que ocorreram quando as resinas foram submetidas a tratamento térmico adicional.

Gregory et al. (1992) avaliaram o grau de conversão (FTIR) e compararam a resistência à flexão de cinco resinas restauradoras: duas diretas (Herculite XR, SDS Kerr; e Heliomolar, Vivadent) e três indiretas (Concept, Ivoclar; Visiogem, ESPE; e Dentacolor, Heraeus Kulzer). As resinas diretas foram fotoativadas por 60s, enquanto que as indiretas seguiram as instruções dos fabricantes. Cinco corpos-de-prova de cada compósito foram submetidos ao teste de flexão. Os maiores valores foram observados para as resinas

Herculite XR e Concept, com 115 MPa e 152 MPa respectivamente. Os autores concluíram que a resistência à flexão é influenciada pelo grau de conversão das resinas compostas.

Ferracane e Condon (1992) estudaram o efeito de três diferentes tratamentos térmicos sobre o módulo de elasticidade de seis resinas compostas (Heliomolar, Herculite e quatro resinas experimentais) através da resistência à flexão. Cinco corpos-de-prova de cada resina composta foram confeccionados e fotoativados por 80s. Logo após, foram tratados: controle (apenas fotoativado); aquecimento por 10min a 120°C; tratamento térmico por 3 horas a 120°C; tratamento térmico por 3 horas a 120°C após os corpos-de-prova terem sido armazenados por 7 dias em água. Após a realização do teste de resistência à flexão, os resultados mostraram que: todos os tratamentos térmicos aumentaram de forma significativa o módulo de elasticidade. Não houve diferença significativa entre os tratamentos térmicos de 10min e de 3 horas. Isso mostra que o ciclo de 10 min a 120°C é suficiente para aumentar as propriedades mecânicas das resinas testadas e está relacionado ao aumento da conversão conseguido com esse tipo de tratamento.

Hinoura et al. (1993) avaliaram a influência das propriedades óticas de moldes coloridos sobre as propriedades mecânicas de resinas do sistema *inlay/onlay* (Clearfil CR Inlay, Kuraray; Lite-fil CR Inlay, Kuraray; Brilliant, Còltene). Os espécimes foram confeccionados em moldes de Teflon® nas cores branca, cinza e preta, para cada resina testada. Foram polimerizados seguindo as orientações dos fabricantes (fotoativação por 40s + calor seco) e, posteriormente, submetidos ao teste de flexão. Os resultados mostraram que a resistência à flexão dos espécimes confeccionados em moldes da cor branca foi sempre maiores que nas cores cinza e preta. Sendo assim, as propriedades óticas do molde devem ser levadas em consideração, já que influenciaram os resultados das propriedades mecânicas testadas.

Eldiwany, Powers e George (1993) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência à tração diametral, à compressão, dureza Knoop e Rockwell e módulo de elasticidade) de sete resinas compostas (Brilliant, Còltene; Charisma, Heraeus Kulzer; Clearfil CR Inlay, Kuraray; Conquest DFC, Jeneric&Pentron; Herculite XRV, SDS Kerr;

Pertac-Hybrid, GC; e True Vitality, Den Mat). Os autores testaram apenas a fotoativação em comparação com a fotoativação associada ao tratamento térmico a seco, de acordo com as recomendações de cada um dos fabricantes das resinas, a saber: Brilliant – 110°C por 8 min; Charisma – luz/calor por 6-8 min, com resfriamento posterior até 40°C; Conquest DFC - 107°C por 15 min; Clearfil CR Inlay – 100°C por 15 min; Herculite XRV – 79°C por 10 min; Pertac-Hybrid – luz/calor/vácuo por 15 min; True Vitality – 110°C por 10 min. Os resultados mostraram que todas as condições testadas apresentaram aumento das propriedades mecânicas avaliadas quando utilizados os tratamentos térmicos sugeridos pelos fabricantes.

Amin e Gomma (1994) estudaram os diferentes tratamentos térmicos (TT) sobre a estabilidade dimensional de uma resina composta fotoativada para *inlays* (Plofil). Os tratamentos térmicos testados foram: 1) armazenamento em água a 37° por 24 h; 2) TT a seco de 120°C por 10 min + armazenamento em água a 37°C por 24 h; 3) TT a seco de 120°C por 3 h + armazenamento em água a 37°C por 24 h; 4) armazenamento em água a 37°C por 7 dias + TT a seco de 120°C por 10 min, e seguido do armazenamento em água a 37°C por 24 h. Para a avaliação das dimensões dos corpos-de-prova após o TT, foi utilizado um microscópio ótico comparador. Os resultados mostraram que em todas as condições experimentais houve alteração das dimensões dos corpos-de-prova, com as menores alterações ocorrendo no grupo 1 (2,23%) e as maiores no grupo 4 (9,98%). Os maiores valores do grupo 4 foram atribuídos ao efeito do armazenamento em água, sendo assim os autores preconizaram o TT em água a 37°C por apenas 24 h, como um método que pouco afeta a estabilidade dimensional da resina composta.

Reinhardt, Boyer e Stephens (1994) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza superficial) de cinco resinas de sistema *inlay/onlay* (Brilliant, Còltene; Visiogem, ESPE; Herculite Lab, SDS Kerr; CR Inlay, Kuraray; e Concept, Ivoclar), bem como o efeito da polimerização secundária em água em ebulição. Inicialmente foi avaliada a resistência à flexão de dez espécimes que foram polimerizados de acordo com as recomendações de cada fabricante. Logo após, outros dez corpos-de-prova receberam tratamento térmico após a fotoativação. Os resultados do teste

de flexão mostraram uma diferença significativa ($p < 0,0001$) entre as resinas testadas. Essa mesma diferença ocorreu após o tratamento térmico, contudo, após os corpos-de-prova terem sido tratados com água em ebulição, eles apresentaram um aumento significativo da resistência à flexão em relação aos grupos não tratados.

Takeshige, Kinomoto e Torii (1995) avaliaram o efeito do tratamento térmico nas propriedades mecânicas (rigidez, resistência à flexão, módulo de flexão e dureza superficial) de uma resina composta para *inlay* (Clearfil CR Inlay, Kuraray), buscando determinar a temperatura correta para o pós-tratamento. Os corpos-de-prova do teste de flexão foram confeccionados em matriz metálica, fotoativados por 160s e, logo após, submetidos ao tratamento térmico em várias temperaturas entre 60-140°C, por 15 minutos, exceto para o grupo controle que não foi aquecido. Após armazenamento em água destilada a 37°C por 24h, todos os espécimes foram submetidos ao teste de flexão. O grupo com maior valor para a resistência à flexão foi tratado a 100°C por 15 min e umidade, sendo preconizado pelos autores. Os resultados entre 80°C e 120°C foram estatisticamente maiores que o grupo controle. Os tratamentos térmicos a 60°C e a 140°C não afetaram significativamente a resistência à flexão. Os autores inferiram que a Tg (temperatura de transição vítrea) deve estar entre 120°C e 140°C, devido ao fato de que não houve melhoras das propriedades mecânicas dos materiais a 140°C e de que, sabe-se que o tratamento térmico deve ser feito com temperaturas abaixo da Tg.

Huysmana et al. (1996) avaliaram a resistência à flexão das resinas compostas Herculite XRV (SDS Kerr) e P-50 (3M Dental Products), submetidas a dois processos de confecção, que os autores denominaram de: laboratorial e simulação clínica. Na técnica laboratorial, corpos-de-prova de flexão foram confeccionados e polimerizados por 90s. Na técnica clínica, foi simulada a confecção do mesmo corpo-de-prova, na região correspondente ao primeiro molar superior direito. Ainda se teve o cuidado de inserir a resina composta, simulando a realidade clínica, ou seja, a resina foi colocada em vários incrementos, por visão indireta, com 30s de fotoativação para cada porção. Após armazenamento por 7 dias, em água e os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de

flexão. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas ($p < 0,05$), sendo que a técnica laboratorial apresentou os melhores resultados quando comparada à técnica clínica, para as duas resinas testadas. Os autores atribuem os resultados ao fato de que uma menor quantidade de luz pode ter chegado até os corpos-de-prova na técnica clínica, além de muitas falhas e imperfeições na inserção dos compósitos.

Li et al. (1996) avaliaram a influência da temperatura do tratamento térmico na resistência à flexão e no grau de conversão (FTIR) de três resinas compostas: Heliomolar, Vivadent; Herculite XRV; SDS Kerr; e P-50, 3M ESPE. Os corpos-de-prova para o teste de flexão foram colocados em uma câmara escura nas diferentes temperaturas testadas (20, 37 e 60°C) previamente à fotoativação por 180s. Em seguida foram armazenados a 37°C por diferentes intervalos de tempo (1 ou 24h), para então serem submetidos ao teste de flexão. A resistência à flexão imediata variou de acordo com as diferentes temperaturas do material, porém, essas diferenças não foram observadas após 24 horas, sugerindo que ocorra uma contínua polimerização após a fotoativação. A 60°C a resistência à flexão dos três compósitos foi significativamente maior do que a de 20°C e 37°C ($p < 0,05$), sugerindo que temperaturas mais altas possam otimizar a reação de polimerização, atingindo assim um maior grau de conversão e, conseqüentemente, melhores propriedades mecânicas dos compósitos.

Park (1996) comparou as variações no grau de conversão de quatro resinas compostas (Brilliant, Coltene; Charisma, Heraeus Kulzer; CR Inlay, Kuraray; e Z100, 3M Dental Products). Os corpos-de-prova foram fotoativados por 80s, e metade deles, após fotoativação, foram submetidos ao tratamento térmico a 120°C por 7 min a seco. Previamente a avaliação do grau de conversão em FTIR, os corpos-de-prova foram seccionados e lixados para avaliar a influência do tratamento térmico em profundidade, sendo divididos em quatro grupos: 1) superfície fotoativada; 2 e 3) regiões centrais; e 4) superfície oposta a da fotoativação. Os resultados mostraram diferenças significativas para o grau de conversão quando os corpos-de-prova foram submetidos ao tratamento térmico, sendo que, em geral, os melhores graus de conversão foram encontrados na superfície.

Isto só não ocorreu na resina CR Inlay que apresentou valores semelhantes nos quatro níveis testados. A explicação do autor para este fato reside no tamanho das partículas de carga (10 µm), que praticamente não ocasiona refração da luz. Isto já não ocorre com as outras resinas compostas testadas que, de forma genérica, possuem partículas de carga entre 0,6 a 1µm, o que leva a grande quantidade de refração da luz, ocasionando um menor grau de conversão.

O estudo de Park e Lee (1996) avaliou a variação no grau de conversão por FTIR da resina composta Brilliant (Còltene), após tratamento térmico. Os corpos-de-prova foram fotoativados por 40s, sendo metade destes submetidos ao tratamento térmico a 120°C, a seco, por 7 min. Estes autores também avaliaram a profundidade de conversão, através do seccionamento e lixamento dos corpos-de-prova, sendo divididos em quatro grupos: 1) superfície fotoativada; 2 e 3) regiões centrais; e 4) superfície oposta a da fotoativação. Os resultados mostraram que os corpos-de-prova somente fotoativados apresentaram graus de conversão decrescentes em profundidade (1 – 70,2%; 2 – 63,4%; 3 – 59,6% e; 4 – 55,7%). Por outro lado tal diminuição não ocorreu nos corpos-de-prova submetidos ao tratamento térmico (1 – 74,7%; 2 – 72,7%; 3 – 72,7% e; 4 – 74,4%). Os autores indicam que existe um maior e mais uniforme grau de conversão quando o compósito é submetido ao tratamento térmico.

Em um trabalho de revisão abordando aspectos sobre materiais restauradores indiretos, Touati (1996) descreveu inicialmente as vantagens das restaurações indiretas, destacando os excelentes resultados estéticos, redução na contração de polimerização, eficiência na obtenção de ponto de contato e a maior facilidade de confecção de uma adequada anatomia oclusal. Os materiais estéticos disponíveis para as restaurações indiretas são as cerâmicas e os compósitos laboratoriais. Em relação às cerâmicas, o autor destacou como vantagens: a excelente estética, conseguida pelo alto nível de translucidez, opacidade e valor; estabilidade de cor; resistência ao desgaste; habilidade de condicionamento com ácido hidrofúorídrico, que aumenta a eficiência de fixação e a biocompatibilidade. Como desvantagens das cerâmicas o autor destacou a susceptibilidade

à fratura previamente à cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam rapidamente transmitidas à interface adesiva. Outro aspecto negativo é a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas devido à sua alta dureza. O autor relatou a evolução dos compósitos laboratoriais, que iniciou com as resinas de micropartículas, lançadas no início dos anos 80, denominadas por ele de primeira geração, (Isosit, Ivoclar; Dentacolor, Heraeus Kulzer; Visiogem, ESPE), até os novos sistemas que incluem os materiais Targis, Ivoclar; Artglass, Heraeus Kulzer; e Belleglass HP, SDS Kerr. Estas novas resinas laboratoriais apresentam alta resistência à flexão, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa e são classificados como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração. O sistema Targis apresenta cerca de 80% de peso e 67% em volume de partículas inorgânicas, resistência à flexão de 160 MPa e módulo de elasticidade de 10.000 MPa. O sistema Artglass possui por volta de 72% em peso e 58% em volume de carga inorgânica, resistência à flexão de 120 MPa e um módulo de elasticidade de 9.000 MPa. Por outro lado, o sistema Solidex (Shofu) apresentou excelente qualidade estética, porém não deve ser classificado da mesma forma, devido à sua composição e módulo de elasticidade, pois apresenta cerca de 53% de peso e 39 % de volume de partículas e 61% de componentes orgânicos, sendo classificado pelo autor como resina intermediária. O autor concluiu que as resinas laboratoriais disponíveis no mercado naquele momento apresentavam características biomecânicas adequadas e facilidade de construção laboratorial, o que as colocavam como excelente alternativa estética às cerâmicas.

Touati e Aidan (1997), em outra revisão da literatura discutiram as propriedades mecânicas e indicações clínicas de novas resinas compostas para laboratório. Segundo os autores, a primeira geração de resinas compostas indiretas, Dentacolor (Heraeus Kulzer), SR Isosit N (Ivoclar), Visio-Gem (ESPE), constituía-se de compósitos microparticulados, com altos níveis de falhas, baixa resistência à flexão (60 a 80 MPa), baixo módulo de elasticidade (2000 a 3500 MPa) e reduzida resistência ao desgaste, em decorrência do alto conteúdo de matriz orgânica. Recentemente, novos compósitos para laboratório foram

lançados. Esses novos materiais apresentavam uma variação de resistência à flexão entre 120 e 180 MPa, alta porcentagem de carga microhíbrida por volume, 66% de carga e 33% de matriz, com mínima contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante à do esmalte. Baseados nessas características, os autores classificaram como resinas compostas indiretas de segunda geração os materiais Conquest (Jeneric/Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendrix & Metaux), Targis (Ivoclar) e Belleglass HP (SDS Kerr). Os sistemas Targis e Conquest apresentam um processo de pós-polimerização com aplicação de calor e luz. Já o material Belleglass HP possui unidade polimerizadora que emprega calor e pressão em ambiente com nitrogênio, sempre com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do material. As resinas de segunda geração são de composição microhíbrida, com alta densidade de carga, com tamanhos entre 1-5 μm , na maioria vidro de bário e cerâmica. Os autores relataram ainda que outras resinas compostas como o Cesead (Kuraray), Solidex (Shofu), Vita Zeta (VIDENT), são também de composição microhíbrida, porém apresentavam maior quantidade de componente orgânico e não apresentavam as mesmas propriedades mecânicas. Contudo, isso não implicava que não poderiam apresentar bons resultados clínicos, devendo estudos clínicos comprovar estas expectativas laboratoriais.

Bagis e Rueggeberg (1997) tentaram verificar experimentalmente a relação entre a temperatura e o tempo de tratamento térmico no grau de conversão (FTIR) da resina composta Herculite XRV. Os autores testaram 4 diferentes temperaturas (50, 75, 100, 125°C), e 5 diferentes tempos (30s, 1, 3, 5 e 7 min). Os resultados indicaram que todas as variações testadas influenciaram o grau de conversão, contudo o melhor padrão foi conseguido quando o tratamento térmico foi feito no tempo entre 3 e 7 min, à temperatura de 125°C (70% em média). Já a não execução do tratamento térmico apresentou os piores valores de grau de conversão (50% em média). Os autores afirmaram que a temperatura de tratamento térmico é cerca de 12 vezes mais influente do que o tempo de tratamento. Eles complementam indicando que, a temperatura deve influenciar a polimerização adicional, já que quando se aplica calor, ocorre a dilatação do material permitindo que os radicais livres,

presentes na cadeia logo após a fotoativação se movimentem e se liguem a sítios ativos. Os autores concluem indicando o tratamento térmico de 125°C por 7 min para obter um melhor grau de conversão.

Leinfelder (1997) publicou um artigo de revisão em que descreve os avanços no campo da formulação dos polímeros usados na fabricação das resinas compostas para *inlays*, apresentando novos materiais e descrevendo suas características. O Artglass, identificado pelo fabricante como uma resina não convencional, apresenta, além dos monômeros bifuncionais (BisGMA e UEDMA), grupamentos multifuncionais que permitem um número maior de ligações cruzadas na cadeia. É um material fotoativado através de luz de xenônio estroboscópica, que emite 20ms de exposição, seguida de 80ms de ausência de luz, em intervalos de 90s ou 180s. Este processo de fotoativação favorece o relaxamento das cadeias poliméricas em formação, o que possibilita uma maior mobilidade dos monômeros e dos radicais, permitindo um maior grau de conversão, conforme descreve o autor. A resina Belleglass é um material polimerizado sob pressão de 2,04 kgf/cm² (29 psi), em atmosfera de nitrogênio e em temperatura elevada (138°C). Conforme o autor, a alta temperatura durante a reação de polimerização possibilita um percentual maior no grau de conversão. Concomitantemente, a pressão reduz a vaporização do monômero, mesmo em temperaturas elevadas. O autor relatou, também, que a atmosfera livre de oxigênio e saturada com nitrogênio impede a inibição da reação na superfície da restauração e possibilita melhoria das propriedades mecânicas do material.

Rueggeberg, Ergle e Lockwood (1997) avaliaram a influência da concentração do fotoiniciador e o efeito do tratamento térmico na resistência à flexão, no grau de conversão (FTIR) e na Tg de três resinas compostas experimentais. As concentrações de fotoiniciador testados foram: 0,3% de canforquinona e 0,75% de DMAEMA (normal da maioria dos materiais); 0,6% de canforquinona e 1,5% de DMAEMA e; 0,9% de canforquinona e 2,25% de DMAEMA. Os resultados indicaram que o aumento na concentração do fotoiniciador não alterou os resultados em relação à resistência à flexão. Já o tratamento térmico a 126°C por 10 min aumentou os valores de resistência à flexão para todas as condições testadas. Em

contrapartida, houve aumento significativo para o grau de conversão e para a Tg, quando formulações com maior concentração de fotoiniciador, bem como nas condições em que o tratamento térmico foi utilizado.

Razak e Harrison (1997) utilizaram o teste de resistência à flexão e de microdureza para avaliar diferentes ciclos de polimerização para resinas do sistema *inlay/onlay* (Prisma APH, Dentsply). Corpos-de-prova de flexão foram fotoativados por 240s. Alguns grupos foram submetidos ao tratamento térmico em água, logo após a fotoativação inicial, de acordo com as diversas combinações: 1) 50°C por 5 min; 2) 50°C por 10min; 3) 100°C por 1min; 4) 100°C por 5min; 5) 100°C por 10min; 6) 100°C por 15min. Depois de armazenados em água a 37°C por 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão. Os resultados mostraram que a média obtida no grupo com tratamento térmico a 100°C por 1 min foi significativamente maior (108,4 MPa) comparada às dos grupos controle (90,2 MPa), 1 e 2 com tratamento à temperatura de 50°C (89,4 e 90,75 MPa, respectivamente). Os autores concluíram que o tratamento térmico a 100°C por 1 min é suficiente para o aumento da resistência à flexão deste material, e não é necessário estender o tempo por 5 min, conforme recomenda o fabricante.

Kildal e Ruyter (1997) avaliaram as influências da sorção e da solubilidade em água, nas propriedades mecânicas das resinas compostas. Três resinas (Brilliant, Còltene; Charisma, Heraeus Kulzer; e EOS, Vivadent) e dois métodos de polimerização (polimerização por apenas um lado e polimerização no forno) foram empregados na confecção dos corpos-de-prova para a avaliação da resistência à flexão. A fotoativação em apenas um dos lados era realizada em cinco exposições, variando o tempo, de acordo com as recomendações dos fabricantes: Brilliant (40s), Charisma (20s) e EOS (60s), assim como na polimerização no forno: Brilliant (410s), Charisma (360s) e EOS (360s). Os autores ainda avaliaram a influência da armazenagem dos corpos-de-prova a seco ou em água. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os compósitos, bem como entre os métodos de polimerização e entre as condições de armazenagem.

Tanoue, Matsumura e Atsuda (1998) avaliaram a resistência à flexão de quatro resinas compostas indicadas para facetas, usando diferentes unidades fotopolimerizadoras. As resinas utilizadas foram a Dentacolor (Heraeus Kulzer), a Cesead II (Kuraray), a Solidex (Shofu) e a Thermoresin LC II (GC) e as unidades fotopolimerizadoras foram o forno Dentacolor XS (Heraeus Kulzer) e o Hyper LII (Toho Dental Products). Os corpos-de-prova de flexão foram fotoativados por 60s e, após armazenamento em água a 37°C por 60s, foram submetidos ao teste de flexão. Apesar de os resultados mostrarem que a resistência à flexão foi afetada tanto em relação à unidade fotopolimerizadora, quanto em relação ao compósito, não houve diferença significativa entre as unidades, exceto para o material Thermoresin LCII.

Bird et al. (1998) tentaram estabelecer uma correlação entre as propriedades mecânicas (resistência à flexão, resistência à compressão e resistência à tração diametral) e a tenacidade de fratura das resinas compostas. Os materiais utilizados foram Herculite XRV (SDS Kerr), Prodigy (SDS Kerr), Z100 (3M Dental Products) e Pertac II (ESPE). Houve forte coeficiente de correlação entre a tenacidade de fratura e a resistência à flexão ($r=0,87$), enquanto que, a correlação foi fraca entre tenacidade à fratura e resistência à compressão e à tração diametral ($r=0,37$ e $r=0,38$, respectivamente). Segundo o autor, o teste de resistência à flexão pode ser usado como um excelente parâmetro para inferir achados sobre as propriedades mecânicas das resinas compostas.

Asmussen e Peutzfeldt (1998) avaliaram o efeito de vários monômeros UEDMA, BisGMA e TEGDMA nas propriedades mecânicas de resistência à flexão, à tração diametral e módulo de elasticidade. A resistência à flexão de 30 formulações de resinas compostas experimentais foi testada, variando o tipo e a concentração dos monômeros. Os corpos-de-prova foram fotoativados sempre por 40s em cada lado e armazenados em água a 37°C por 1 semana previamente ao teste. Os resultados da análise estatística comprovaram diferenças significativas entre as médias das formulações testadas ($p<0,05$). Os autores mostraram que a substituição do TEGDMA pelo UEDMA aumenta os valores da resistência à flexão das resinas compostas experimentais testadas.

Loza-Herrero et al. (1998) avaliaram a influência do tempo (5 e 30 min; 6, 24, 48, 72, 96 e 120 horas) entre a fotoativação inicial e o tratamento térmico adicional por 7 min a uma temperatura de 100°C, sobre a resistência à flexão e o grau de conversão (FTIR) da resina composta Herculite XRV. Os resultados mostraram que corpos-de-prova submetidos ao tratamento térmico em um período de no máximo 30 min, depois da fotoativação, apresentaram os maiores valores de resistência à flexão e grau de conversão (170 MPa e 68%, respectivamente), comparados aos corpos-de-prova onde foi realizado o tratamento térmico após intervalos maiores de tempo (130 MPa e 57%, respectivamente). Os grupos com tratamento térmico feito depois de 72 horas não apresentaram valores de resistência à flexão e de grau de conversão diferentes dos grupos não tratados termicamente, mostrando que o tratamento térmico foi efetivo para o aumento dessas propriedades apenas nos momentos subsequentes à fotoativação.

Ferracane, Berge e Condon (1998) avaliaram a influência do efeito do armazenamento em água e do tratamento térmico nas propriedades de resistência à flexão, de tenacidade de fratura, de módulo de elasticidade e de grau de conversão por FTIR de resinas compostas formuladas com diferentes volumes de carga e tempos de polimerização. As resinas compostas (50% BisGMA e 50% TEGDMA), foram armazenadas em água destilada a 37°C por 1 dia, 6 meses, 1 e 2 anos, antes de serem submetidas aos testes. De acordo com os resultados, os autores mostraram que os valores de resistência à flexão, de dureza e de tenacidade à fratura tendem a diminuir quando se reduz o volume de carga da resina e aumentam com o tratamento térmico. A tenacidade à fratura e a resistência à flexão foram reduzidas apenas após 6 meses com pouca influência após este período. A dureza diminuiu após 6 meses, mas em muitos casos retornou aos valores originais após este período. Segundo os autores, essa diminuição nos valores está relacionada à sorção de água, que provoca degradação na interface carga x matriz. Os resultados sugerem que a resina composta tem limitada degradação quando armazenada em água.

Loza-Herrero e Rueggeberg (1998) compararam a influência das unidades polimerizadoras, utilizadas para os sistemas *inlay/onlay* (Translux ECS, Heraeus Kulzer;

Triad 2000, Dentsply; Lab Lite, Kerr; Brilliant DI-500, Còltene; e CRC-100, J Morita), sobre a resistência à flexão da resina composta Herculite XRV (SDS Kerr), além de comparar com a utilização de um método de polimerização em água em ebulição por 10 min. De acordo com os resultados pode-se afirmar que todos os métodos utilizados como tratamento térmico foram semelhantes estatisticamente, mas, significativamente maiores aos do grupo que foi somente fotoativado. Portanto, segundo os autores, o tratamento que utiliza água em ebulição por 10 minutos pode ser usado para a melhoria da resistência à flexão da resina composta Herculite XRV, sem qualquer custo adicional na aquisição de equipamentos sofisticados.

Scheibenbogen-Fuchsbrunner et al. (1999), avaliaram clinicamente resinas diretas e indiretas em dentes posteriores, por meio do critério do Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos (USPHS). Após dois anos, foi encontrado melhor desempenho para as resinas indiretas nos seguintes parâmetros: textura superficial, integridade marginal e anatomia superficial. Todavia, as resinas diretas foram superiores em relação à cor, integridade e sensibilidade. Os melhores resultados das resinas indiretas são atribuídos aos métodos adicionais de polimerização. De acordo com os autores, a integridade marginal é o principal aspecto para o sucesso de uma restauração e neste quesito as restaurações indiretas apresentaram melhor comportamento. No total, 93% das resinas indiretas e 90% das diretas apresentaram bom desempenho após dois anos de avaliação.

Douglas (2000) avaliou a estabilidade de cor de vários materiais, quando submetidos a um envelhecimento acelerado. O autor testou 4 resinas indiretas: Artglass (Heraeus Kulzer), Zeta (Vita), Targis (Ivoclar) e Belleglass HP (Kerr); uma resina direta Herculite XRV (Kerr); e uma porcelana (Omega 900) como controle. Todos os materiais foram manipulados de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. Logo após a confecção dos corpos-de-prova, estes foram submetidos a uma leitura em um colorímetro, depois submetidos a várias condições de estocagem e de temperatura, sendo novamente avaliados após 150 e 300h. Os resultados mostraram que a variação das medidas de cor foi muito

pequena, sendo inferior ao que pode ser detectado pelo olho humano. Contudo, apenas dois materiais, Artglass e Zeta, apresentaram variações semelhantes a da porcelana.

Wassell, Walls e McCabe (2000), num estudo clínico de cinco anos de acompanhamento de restaurações em resinas compostas diretas e indiretas, afirmaram que os preparos *inlays* têm sido empregados por mais de vinte anos, sendo que sua introdução no mercado veio na intenção de solucionar problemas ocorridos nas resinas diretas para dentes posteriores. As primeiras resinas laboratoriais eram materiais microparticulados polimerizados sob calor e pressão. Analisando vários critérios, os autores concluíram que as resinas de uso direto ou as de uso indireto de primeira geração, utilizadas em preparo de peças tipo *inlays*, obtiveram resultados dentro dos padrões recomendados pela ADA (American Dental Association). Entretanto, após cinco anos, os compósitos indiretos não mostraram vantagens sobre os diretos, além de possuírem maior possibilidade de falhas.

De acordo com Mandikos et al. (2001) a mais recente evolução das resinas indiretas foi à introdução da segunda geração de resinas laboratoriais, também chamadas de cerômeros. Estes materiais têm unido as tecnologias das cerâmicas e das resinas, embora possam ainda ser considerados uma matriz resinosa com diferentes partículas inorgânicas. Em geral, as propriedades de uma resina são influenciadas pelo tipo, quantidade e tamanho das partículas, e pelo grau de união entre as partículas inorgânicas e a matriz resinosa. O tipo de matriz e o grau de conversão também influenciam as propriedades da resina composta. Os autores analisaram neste estudo a resistência ao desgaste e a dureza dos seguintes materiais: Artglass, Heraeus Kulzer; BelleGlass, SDS Kerr; Sculpture, Jeneric/Pentron; Targis, Ivoclar; Heliomolar, Vivadent; e Concept, Ivoclar. Os resultados mostraram menor desgaste para a resina Concept, uma resina laboratorial da primeira geração; a resina Targis apresentou maior desgaste que a resina Heliomolar. Com relação à dureza, apenas as resinas Targis e Heliomolar apresentaram resultados semelhantes e melhores. Não houve correlação entre as duas variáveis mensuradas. Os autores concluíram que a dimensão das partículas inorgânicas e a composição química dos cerômeros não diferem muito entre si. Entretanto, houve diferença entre os materiais. Tal

diferença parece não ser devido à composição inorgânica e sim à composição orgânica e aos métodos de polimerização individual de cada material.

César, Miranda Jr. e Braga (2001) indicam que a composição das novas resinas laboratoriais, os cerômeros, é essencialmente a mesma das resinas diretas e, que as melhores propriedades mecânicas destes novos materiais devem ser provenientes do alto grau de conversão, possibilitado pelos métodos de polimerização, que podem envolver: fotoativação, calor, pressão e atmosfera de nitrogênio. Para provar esta hipótese, os autores compararam as resinas Artglass (Heraeus Kulzer), Belleglass HP (SDS Kerr), Sculpture (Jeneric/Pentron), Targis (Ivoclar) e Z100 (3M Dental Products) avaliando também a influência do tempo de armazenagem e cor na resistência a flexão, módulo flexural e dureza. Foram empregadas duas cores, incisal e dentina, em dois períodos de observação, após 24 horas e 30 dias após a confecção. Os resultados deste estudo mostraram que os métodos adicionais de polimerização não melhoraram as propriedades mecânicas das resinas indiretas em relação às das diretas. Os compósitos Belleglass HP e Sculpture, mostraram influência da cor sobre suas propriedades. Segundo os autores, as melhores propriedades da resina Belleglass foram alcançadas devido à polimerização em ambiente livre de oxigênio. Os autores concluíram que os métodos adicionais de polimerização não garantem melhoria das propriedades mecânicas ou da resistência à degradação hidrolítica, mas são dependentes do tipo de tratamento e da composição do material.

Suzuki et al. (2002) avaliaram o desgaste *in vitro* de 7 resinas compostas indicadas para trabalhos indiretos: Artglass (Heraeus Kulzer), belleGlass HP (SDS Kerr), Sculpture (Jeneric/Pentron), Targis (Ivoclar), Solidex (Shofu), Estenia (Kuraray) e Cristobal (Dentsply) em comparação com uma liga de ouro tipo III (GC Corp.). Cavidades dentais foram feitas e os compósitos após serem manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes, foram submetidos a 400.000 ciclos. A liga de ouro apresentou muito pouco desgaste localizado e generalizado, quando comparada à maioria das resinas indiretas testadas. Os materiais BelleGlass, Sculpture, Estenia e Cristobal apresentaram baixos valores de desgaste generalizado, semelhantes a liga de ouro. Apenas o material Estenia apresentou

baixos valores de desgaste localizado. Os outros materiais apresentaram valores superiores de desgaste quando comparados aos materiais citados e a liga de ouro.

Neves, Oréface e Jansen (2002) avaliaram a correlação entre grau de conversão e microdureza em resinas compostas indiretas, e o efeito do conteúdo de partículas e do tipo de unidade fotoativadora sobre esses parâmetros. Três resinas compostas (Artglass, Heraeus Kulzer; Solidex, Shofu e Zeta LC, Vita) foram polimerizadas em 3 unidades laboratoriais (UniXS, Heraeus Kulzer; Solidilite, Shofu e unidade Experimental). Foram avaliados o grau de conversão, através de espectroscopia de infravermelho, e microdureza. A seguir, foi avaliado o conteúdo de partículas inorgânicas por análise termogravimétrica (TGA). Os resultados indicaram que para todos os materiais, houve uma forte correlação entre conversão e microdureza. Além disso, quando materiais diferentes foram comparados, tendo a mesma unidade polimerizadora como controle, observou-se que o conteúdo de partículas inorgânicas afetou diretamente os valores de microdureza, não interferindo no grau de conversão. Além disso, de acordo com as características de cada unidade houve uma grande variação dos valores de conversão.

Kakaboura et al. (2003), relataram que, na tentativa de superar propriedades indesejáveis das restaurações metalocerâmicas como abrasividade, dificuldade técnica e necessidade de opacificação, os fabricantes lançaram, no início dos anos 80, as primeiras resinas laboratoriais, que possuíam vantagens como: menor contração de polimerização, adequada polimerização em áreas de difícil acesso e facilidade no controle de forma e contatos proximais. Entretanto, segundo os autores, esses materiais eram microparticulados, o que resultava em performance clínica desfavorável devido à baixa resistência à flexão e alta susceptibilidade ao desgaste. No início dos anos 90 surgiu então a segunda geração das resinas laboratoriais, com composições diversas e técnicas de polimerização variadas, combinando calor, pressão, vácuo e luz. De acordo com os autores, esses materiais combinam partículas inorgânicas ultrafinas e monômeros polifuncionais. Este estudo analisou diversas propriedades das novas resinas laboratoriais Belleglass (SDS Kerr) e Sinfony (3M ESPE). Os resultados demonstraram que a resina Sinfony apresentou

grau de conversão semelhante ao das resinas diretas (66%), ao passo que Belleglass obteve grau de conversão mais alto (80%). A microdureza da resina Sinfony foi menor (77,8VHN) do que da resina Belleglass (174,0VHN). Os autores concluíram que essas e outras diferenças parecem estar relacionadas à composição e protocolos de polimerização.

O objetivo do estudo de Ghulman e Nathanson (2003) foi avaliar a resistência à compressão, à tração diametral, à flexão e a microdureza, além da resistência à abrasão de quatro resinas indiretas (Sculpture, Pentron; Sinfony, 3M ESPE; Tescera, Bisco; e Gradia, VOCO) e uma direta (Z100, 3M ESPE). Todos os materiais foram polimerizados de acordo com os protocolos dos fabricantes, previamente a serem submetidos aos testes. Os resultados mostraram que houve uma grande variabilidade entre as propriedades testadas, sendo que a resina composta indicada para técnica direta teve propriedades semelhantes às das resinas indiretas.

Mszyca e Bui (2003) avaliaram as propriedades físicas de 3 resinas compostas indicadas para restaurações indiretas (BelleGlass HP, SDS Kerr; Cristobal+, Dentsply; e Sinfony, 3M ESPE) nas cores para esmalte e dentina. As propriedades avaliadas foram: resistência à flexão, módulo de elasticidade, dureza Rockwell, dentre outras. Os resultados mostraram que as resinas Cristobal+ e Belleglass mostraram propriedades mecânicas melhores quando comparadas a Sinfony. Em geral, as cores para dentina apresentaram melhores propriedades do que as de esmalte, contudo isto parece ser material dependente.

O objetivo do estudo de Castro Filho et al. (2003) foi avaliar a resistência à flexão de três sistemas para restaurações indiretas (ArtGlass, Heraeus Kulzer; Targis, Ivoclar; e Vita Zeta LC, Vita) e três resinas compostas para a técnica direta (Charisma, Tetric Ceram e W3D Master), testando dois diferentes tipos de tratamento térmico: calor seco (120°C por 12 min) ou calor úmido (120°C por 12 min sob 1,8 kgf/cm² de pressão). Corpos-de-prova de flexão foram confeccionados e estocados por 15 dias em água previamente a mensuração da resistência à flexão. Os resultados mostraram que o tratamento térmico a seco foi superior ao tratamento térmico úmido. As resinas Tetric Ceram, W3D Master e Targis mostraram maiores valores de resistência à flexão, sendo a resina Charisma a que

apresentou os valores de resistência mais baixos. As resinas Artglass e Vita Zeta LC apresentaram sempre um comportamento intermediário.

Rosentritt, Behr e Handel (2003) avaliaram o desgaste *in vitro* de duas resinas compostas indicadas para a técnica indireta (SR-Adoro, Ivoclar; e Sinfony, 3M ESPE), comparando com uma cerâmica (Empress, Ivoclar Vivadent) e com um amálgama de prata. Os corpos-de-prova foram submetidos a 120.000 ciclos com carga de 50N e 240 ciclos térmicos, entre 5°/55°C, em água com 2 minutos de intervalo em cada ciclo. Os resultados de desgaste do sistema SR-Adoro foram semelhantes aos do amálgama. Tanto a resina indireta Sinfony, como a cerâmica testada apresentaram maiores valores de desgaste quando comparados ao amálgama e à resina indireta SR-Adoro.

Em um outro estudo, Rosentritt, Behr e Handel (2004) avaliaram o módulo de elasticidade dinâmico em diferentes temperaturas de 9 resinas compostas indicadas para a técnica indireta (Adoro, Ivoclar; BelleGlass, SDS Kerr; Conquest Sculpture, (Pentron); Dialog, (Schütz Dental); Epricord, Kuraray; Signum+, Heraeus Kulzer; Sinfony, 3M ESPE; Solidex, Shofu; e Thermoresin, GC. Todos os materiais foram submetidos à polimerização de acordo com as recomendações dos fabricantes e o módulo de elasticidade foi avaliado em um aparelho DMA (*a dynamic mechanical analyzer*). Os resultados indicaram grande variabilidade do módulo de elasticidade, sendo que houve diminuição quando a temperatura foi aumentada para 55°C. As resinas compostas Epricord, Signum e Solidex apresentaram os piores valores de módulo de elasticidade. Já a resina BelleGlass o maior.

O propósito do estudo de Carreiro, Cruz e Vergani (2004) foi avaliar o efeito do envelhecimento em água na dureza e resistência à compressão de uma resina direta Z100 (3M ESPE), uma porcelana feldspática (Noritake, Noritake) e 3 resinas indiretas (Artglass, Heraeus Kulzer; Solidex, Shofu; e Targis, Ivoclar). Cada material foi manipulado conforme as recomendações dos fabricantes, e, após a confecção dos corpos-de-prova. Estes foram armazenados por 7 dias à 37°C em ambiente seco ou 180 dias em água à 37°C. A porcelana Noritake mostrou os maiores valores de dureza. Entre as resinas compostas, a resina Z100 obteve os maiores valores de dureza, independentemente do armazenamento.

Já na resistência à compressão, Solidex e Z100 tiveram os maiores valores, mas em nenhum dos materiais houve redução da resistência à compressão com o armazenamento em água.

Wigren e Zappini (2004) avaliaram a resistência ao desgaste de dez resinas compostas indiretas, entre elas, BelleGlass (BG, Kerr), Cristobal+ (CRI, Dentsply), Targis (TAR, Ivoclar), Adoro (ADO, Ivoclar), Gradia (GRA, GC), Signum+ (SIG, Kulzer), Solidex (SOL, Shofu), Enamel Plus (ENA, GDF), Dialog (DIA, Schütz) e Sinfony (SIN, 3M ESPE), e tentaram correlacionar com a dureza Vickers e tenacidade à fratura. Todos os materiais foram polimerizados de acordo com as recomendações de cada um dos fabricantes. Os resultados indicaram que: BelleGlass (BG, Kerr) e Cristobal+ (CRI, Dentsply) mostraram os maiores valores de dureza e tenacidade à fratura, sendo que estes materiais apresentaram os maiores percentuais de desgaste. Os materiais Signum+ (SIG, Kulzer), Solidex (SOL, Shofu) e Sinfony (SIN, Espe) mostraram os piores valores de dureza e de tenacidade à fratura, mas bons valores de resistência ao desgaste. Os autores ainda afirmaram que não foi possível estabelecer uma boa correlação entre as propriedades estudadas.

Este estudo (WIGREN; ZAPPINI 2004) avaliou a resistência à flexão e o módulo de elasticidade inicial e após envelhecimento em etanol por 1 semana de 10 resinas composta indiretas. Entre elas: BelleGlass, Kerr; Cristobal+, Dentsply; Targis, Ivoclar; Adoro, Ivoclar; Signum+, Kulzer; Solidex, Shofu; Sinfony, 3M Espe; Enamel Plus (ENA, GDF), Dialog (DIA, Schütz) e Gradia (GRA, GC). Todos os materiais foram polimerizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os resultados mostraram que houve uma grande variabilidade dos resultados de acordo com os materiais testados. Altos valores foram encontrados para os materiais BelleGlass (Kerr) e Cristobal+ (Dentsply), enquanto piores resultados foram achados nos materiais Signum+ (Kulzer), Solidex (Shofu) e Sinfony (Espe). Sendo que após o envelhecimento em etanol, houve significativa diminuição para todos os materiais com os menores valores registrados para o BelleGlass (Kerr), Cristobal+ (Dentsply) e Adoro (Ivoclar).

Göhring, Gallo e Luthy (2005) avaliaram o efeito da estocagem em água, termociclagem e a inclusão de fibras de reforço na resistência à flexão de resinas compostas indiretas indicadas para facetas. Foram testadas 5 resinas compostas indiretas (Belleglass, Kerr; Sculpture, Pentron; Sinfony, 3M ESPE; SR Adoro e Targis, Ivoclar) e uma resina composta direta (Tetric Ceram, Ivoclar). Os corpos-de-prova foram estocados 24h ou 14 dias em água a 37°C. Os espécimes foram termociclados (3000 ciclos; 5-50-5°C) e submetidos ao teste de flexão. Os resultados mostraram que a armazenagem em água ou termociclagem diminuíram significativamente a resistência à flexão de todos os materiais, não sendo encontradas diferenças entre as resinas indiretas em comparação à resina direta testada. As fibras de reforço melhoraram a resistência à flexão de todos os materiais, além de não sofrer influência do armazenamento em água ou termociclagem.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à flexão, a dureza Knoop e o grau de conversão, em função da cor de nove compósitos indicados para restaurações indiretas processadas de acordo com as recomendações dos seus respectivos fabricantes.

Os compósitos indiretos testados foram os seguintes:

- 1) Adoro, Ivoclar;
- 2) Belleglass HP, SDS Kerr;
- 3) Cristobal, Dentsply;
- 4) Epricord, Kuraray;
- 5) Signum+, Heraeus Kulzer;
- 6) Sinfony, 3M ESPE;
- 7) Solidex, Shofu;
- 8) Targis, Ivoclar; e
- 9) Tescera, Bisco.

Uma resina composta de uso direto foi utilizada como controle (Esthet X- Dentsply).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Sistemas de Resina e Métodos de Polimerização

Os materiais utilizados, bem como algumas de suas características, estão listados no Quadro 4.4. Foram utilizadas três cores, com diferentes opacidades, de cada compósito: uma de dentina, uma de esmalte e uma translúcida.

Quadro 4.4- Relação das resinas compostas utilizadas, respectivos fabricantes, características de composição e manipulação

Sistema Resinoso	Cor	Composição das Cargas	Porcentagem de Carga	Tamanho das cargas	Monômero	Lote	Fabricante / origem	Processo de polimerização / unidades originais
Adoro	TS2 incisal, OE1 e BodyA3.	copolímeros de óxido de silício, cristal de bário	65% em peso 47% em volume	inferior a 1µm	48% em peso de dimetacrilato Bis-GMA	03254 G14360 G14379	Ivoclar Vivadent	Pré-polimerização com luz halógena por 20s (600mW/cm ²) + 25 minutos com luz halógena e calor (ate 104°C)
Belleglass HP	Enamel neutral , A3 translucet dentine e A3 opaceous dentin.	***Vidro de Bário e boroaluminosilicato	** *** de 74 a 87% em peso, De 56 a 72,5% em volume	0,5 a 10µm	** *** Bis-GMA TEGDMA	401090 406050 401097	Belle de St Claire- Kerr	Pré-polimerização com luz halógena por 20s por lado (600mW/cm ²) + 20 minutos de polimerização a 140°C, numa pressão de 60 à 80psi, em atmosfera saturada com nitrogênio.
Cristobal	Incisal B3, esmalte B3 e dentina opaca B3.	*** Vidro de bário e boro-silicato e de sílica pirogênica	***74% em peso	0,6 µm (média)	*** BisGMA, ***TEGDMA e ***UDMA	518901 525064 01100194	Dentsply/Ceramco	Pré-polimerização por 90 segundos a 200 mW/cm ² com lâmpada halógena/catódica +75s com luz halógena/catódica a 800-1000 mW/cm ² + 8 minutos a 80°C
Epicord	T (translúcido), E1 (esmalte) e ODA3 (dentina).	Vidro de bário/borosilicato e alumínio	82% peso	0,6µm (média)	UDMA e Bis-GMA	00010G 00044B 00020B	Kuraray	Polimerização por 180 segundos com luz halógena
Esthet X	Translúcido A3, YE: (esmalte) corpo, A2O dentina	Fluorborosilicato de bário e alumínio, micropartículas de dióxido de silício	77%peso 60%volume	0,6 a 0,8 µm	Bis-GMA e TEGDMA	0310031 0106082 0106192	Dentsply – Caulk	40s na face superior + 40s na face inferior, com luz halógena a 600mW/cm ²
Signum+	ET1 (translúcido), EM (esmalte) e DB3 (dentina).	Dióxido de silício, polímero pré-polimerizado	75% peso	0,6 µm (média)	Bis-GMA ##UDMA TEGDMA	010024, 040030, 010027	Heraeus Kulzer	180 segundos de luz xenonostroboscópica.
conclusão Sinfony	TY (translúcido), E3 (esmalte) E DA3 (dentina).	40% em peso de macropartículas (vidro de estrôncio-alumínio-borosilicato 0,5-0,7µm) 5% em peso de sílica pirogênica (0,06µm), 5% em peso de partículas de ionômero de vidro	48% volume 53%peso	0,06 a 0,6 µm	UDMA Não contém Bis-GMA e TEGDMA	139389, 139387, 139391	3M ESPE	Pré-polimerização com luz halógena por 10 segundos/lado + polimerização em unidade com 1minuto de luz + 14 minutos com luz e vácuo.
** ***Solidex	Incisal-59 (translúcido), enamel-E1 (esmalte) e A3-body (dentina)	Micropartículas cerâmicas inorgânicas, 25% de copolímeros multifuncionais e 22% de resinas convencionais e fotoiniciadores	#53% peso #39% volume	0,6 µm (média)	***UDMA TEGDMA . **Copolímeros com resina multifuncional Resina	110329, 010385, 010456	Shofu	3 minutos de luz halógena.

continua

					convencional: 25%peso			
Targis	TN (translúcido), Inc S2 (esmalte) e Body140 (dentina)	Óxido misto e vidro de bário e borossilicato	***75-6% peso #55- 67% em volume	0,04 a 1µm (0,7µm em média)	***UDMA e ***Bis-GMA	F19593, F44880, E12825	Ivoclar Vivadent	Pré-polimerização de 15s com luz halógena (600mW/cm ²) + 25 minutos de luz e calor (ate 95°C)
Tescera	TN (translúcido), Inc S2 (esmalte) e BodyC3 (dentina).	Vidro de estrôncio e sílica pirogênica	De 69% a 86,5% em peso, De 51 a 74% em volume	0.04µm a 5µm	Bis-GMA UDMA, TEGDMA, EBAD	0300012052, 0300014221, 0400001872	Bisco	Pré-polimerização com 3 minutos com pressão 70psi e luz + polimerização de 13 minutos com calor (130°C)+ luz + pressão, imerso em água sem oxigênio

** Ellakwa et al., (2001)

*** Suzuki et al., (2002)

Touati (1996)

Terry &Touati (2001)

###Koumetas (2005)

4.1 Descrição das resinas compostas e dos sistemas de polimerização utilizados

4.1.1 ADORO – Ivoclar

As cores de esmalte são compostas por 48% em peso de dimetacrilato, 51% em peso de copolímeros de óxido de silício e, cristal de bário, e 1% de catalisadores e pigmentos. As cores de dentina são compostas por 17-19% em peso de dimetacrilato, 82-83% em peso de copolímeros de óxido de silício e 1% de estabilizadores, catalisadores e pigmentos. As cores translúcidas são compostas por 48% em peso de dimetacrilato, 50% em peso de copolímeros de óxido de silício e cristal de bário, e 2 a 3% de catalisadores, pigmentos e estabilizadores. As partículas inorgânicas totalizam 65% em peso e 47% em volume, com um tamanho inferior a 1 μ m. A pré-polimerização é realizada na unidade Targis Quick (Figura 4.1), composta por lâmpada halógena com intensidade de 600mW/cm². Em seguida, a resina é envolta por um gel de glicerina e então é realizada a polimerização na unidade Lunamat 100 (Figura 4.1). Oito tubos emitem luz fluorescente num ambiente espelhado, durante 25 minutos. Nos primeiros 10 minutos tem-se apenas luz, e nos 10 seguintes há um aquecimento até 104^oC, sendo que nos últimos 5 minutos ocorre o resfriamento da unidade. A potência do sistema chega a 750W. As resinas utilizadas foram TS2 Incisal – translúcido, lote G14379, validade 06/2007; OE1-esmalte, lote G03254, validade 03/2005 e Body A3 - dentina, lote G14360, validade 06/2007.

4.1.2 BELLEGLASS HP (SDS KERR)

A proporção em peso e em volume, respectivamente das cargas inorgânicas é: para dentina opaca, 87% e 72,5%; para a dentina translúcida 78.7% e 56%; e para o esmalte 74% e 56%. As partículas possuem em média 0,6µm (de 0,5 µm no esmalte e na dentina translúcida, até 10 µm na dentina opaca). São compostas por vidro de bário/borosilicato embebidas em uma matriz de Bis-GMA e TEG-DMA Para a pré-polimerização é utilizado o Optilux 501, um aparelho de lâmpada halógena, com intensidade de pelo menos 600mW/cm². A polimerização final é feita na unidade HP (Figura 4.2), por um ciclo de polimerização de 20 minutos de polimerização a 140°C, numa pressão de 60 a 80psi (MIARA,1998; ELLAWKA; SHERATA; MARQUIS, 2001; TERRY; TOUATI, 2001) em atmosfera saturada de nitrogênio. As resinas utilizadas foram: BO translucent dentin-translúcido, lote 401097, validade 08/2006; Enamel neutral – esmalte, lote 401090, validade 10/2006 e A3 Opaqueous dentin – dentina, lote 406050, validade 03/2007.

4.1.3 CRISTOBAL – Dentsply/Ceramco

As partículas inorgânicas totalizam 74% em peso, e são compostas por sílica pirogênica, vidro de bário e de boro silicato. A polimerização é feita inicialmente por 90 segundos com luz halógena/catódica na unidade Mpa2000 (Figura 4.3), em um ciclo de polimerização chamado Dentin Cycle, com intensidade de luz de 200mW/cm². Um segundo ciclo chamado High Density, ocorre durante mais 75 segundos com 800-1000 mW/cm². O tamanho médio das partículas é de 0,6µm. A polimerização final é de 8 minutos com luz halógena/catódica (3 lâmpadas de 75 watts) a 80°C na unidade Post Cure unit. As resinas utilizadas foram: B3 Incisal – translúcido, lote 0110094, validade 10/2004;

B3 dentin – esmalte, lote 518901, validade 08/2006 e B3 opaqueous dentin - dentina, lote 525064, validade 01/2007.

4.1.4 EPRICORD – Kuraray

Este material é composto de 53% de micropartículas cerâmicas inorgânicas, 25% de copolímeros multifuncionais e 22% de resinas convencionais e fotoiniciadores. O tamanho médio das partículas é de 0,6 μ m. A polimerização é feita por 180 segundos com luz halógena, de 600mW/cm² na unidade Kota (Figura 4.4). As resinas utilizadas foram: T – translúcido, lote 00020B, validade 04/2005; E1 – esmalte, lote00044B, validade 05/2005 e ODA3 – dentina, lote00010G, validade 11/2005.

4.1.5 ESTHET X – Dentsply/Caulk

As partículas inorgânicas consistem de vidro de flúor-boro silicato de bário e alumínio, partículas de silício com tamanhos entre 0,6 a 0,8 μ m, totalizando 77% em peso e 60% em volume. A básica consiste em Bis-GMA, Bis-EMA, e TEGDMA modificado a partir do uretano, canforquinona, fotoiniciadores, estabilizadores e pigmentos. As partículas O fabricante indica uma exposição de 20 segundos por incremento. Seguiu-se o protocolo de fotopolimerização por 40 segundos com o uso do aparelho Optilux 501 (Figura 4.5). As resinas utilizadas foram: YE – translucent enamel, lote 0106192, validade 06/2005; A3 – Body, lote 0310031, validade 10/2006 e A2O – Dentin, lote 0106082, validade 06/2005.

4.1.6 SIGNUM PLUS – Heraeus Kulzer

Esse material é composto por 26,3% de um éster do ácido metacrílico funcional, 28,1% de dióxido de silício, 45,2% de polímeros pré-polimerizados, 0,3% de pigmentos isentos de cádmio e 0,1% de canforquinona. O tamanho médio das partículas é de 0,6 μm . O tempo de polimerização preconizado na unidade UNIXS (Figura 4.6) com luz xenonestroboscópica foi de 180 segundos. As resinas utilizadas foram: ET1 – translúcido, lote 010027, validade 02/2007; EM – esmalte, lote 040030, validade 10/2006 e DB3 – dentina, lote 010024, validade 10/2004.

4.1.7 SINFONY (3M ESPE)

Esta resina é composta por aproximadamente 48% em peso de matriz orgânica, basicamente UDMA; 40% de vidro de estrôncio (0,6 μm , macropartícula); 5% de sílica pirogênica (0,06 μm , micropartícula); 5% de partículas de cimento de ionômero de vidro; 1% de silano e 1% de iniciador. A pré-polimerização é feita por 5 segundos numa espessura de 1mm. A lâmpada em questão é de xenônio, que emite luz estroboscópica durante os 5 segundos a cada exposição. As unidades de polimerização são o Visio Alfa Light e o Visio Beta Vario Light acoplado à Visio Beta Bomba a vácuo (Figura 4.7). A polimerização final é realizada em dois tempos: um minuto de emissão de luz, seguido de 14 minutos de emissão de luz em vácuo.

As resinas utilizadas foram: TY (Translúcido), lote 139391, val 2006/08; E3 (esmalte) lote 139387, val 2006/07 e DA3 (dentina) lote 139389, val 2006/08.

4.1.8 SOLIDEX –SHOFU

Da composição pode-se destacar 39% volume e 53% em peso de micropartículas cerâmicas inorgânicas, 25% de copolímeros multifuncionais e 22% de resinas convencionais e fotoiniciadores. A polimerização é executada em um forno com quatro lâmpadas halógenas (150W) [Solidilite (Figura 4.8)], direcionadas para uma mesa giratória, onde o corpo-de-prova é colocado. A polimerização dura 3 minutos. As resinas utilizadas foram: Translucent- translúcido, lote 010456, validade 04/2006; Incisal 59 - esmalte, lote 110329, validade 10/2006 e A3B – dentina, lote 010385, validade 06/2006.

4.1.9 TARGIS – Ivoclar

As partículas são compostas de óxido misto, vidro de bário e borosilicato, com tamanho entre 0,04 e 1 μ (em média 0,7 μ m), totalizando 75-6% em peso. A pré-polimerização é realizada na unidade Targis Quick (Figura 4.9), composta por lâmpada halógena com intensidade de 600mW/cm² por 15s. Em seguida, a resina é envolta por um gel de glicerina e então é realizada a polimerização na unidade Targis Power (Figura 4.9). Oito tubos emitem luz fluorescente num ambiente espelhado, durante 25 minutos. Nos primeiros 10 minutos tem-se apenas luz, e nos 10 seguintes há um aquecimento até 95°C,

sendo que nos últimos 5 minutos ocorre o resfriamento da unidade. A potência do sistema chega a 750W. As resinas utilizadas foram: TN, lote E12825, validade 05/2005; Inc S2 - esmalte, lote F19593, validade 02/2006 e Body140, lote F44880, validade 10/2007.

4.1.10 TESCERA – Bisco

A resina é microhíbrida, sendo composta de 69 a 86,5% em peso, e de 51 a 74% em volume de vidro de estrôncio e sílica pirogênica. As partículas medem de 0,04 a 5 µm. A pré-polimerização é feita levando o conjunto corpo-de-prova/matriz na unidade *Light Cup* (Figura 4.10), onde é fotoativada, com luz halógena com 300 watts, sob pressão de 70 psi – para reduzir as porosidades internas do material. Pérolas de um material refratário são posicionadas dentro da cuba, para que a polimerização inicial, com duração de 3 minutos, seja realizada. Após o término do ciclo, o corpo-de-prova é levado para a unidade *Heat Cup* (Figura 4.10), que polimeriza a resina através de tratamento com a pressão – 70 psi, calor – 150°C, luz halógena – 300 watts, imersos em água que contém o *Oxygen Scavenger* (deixa o ambiente isento de oxigênio para a polimerização). Este processo, até o resfriamento, leva 13 minutos. As resinas utilizadas foram: Incisal clear – lote 0300012052, validade 05/2006; Body A3 – lote 0400001872, validade 09/2006 e Dentin A2 – lote 0300014221, validade 03/2008.

Figura 4.1- Sistema ADORO. A: Targis Quick. B:Unidade Lunamat e resinas utilizadas

Figura 4.2. – Sistema BELLEGLASS. A: pré-polimerização na unidade Optilux. B: Unidade Belleglass HP. C: resinas utilizadas

Figura 4.3.- Sistema CRISTOBAL. A: pré-polimerização na unidade MPA 2000. B:unidade MPA 2000 Post Cure. C: resinas utilizadas

Figura 4.4 – Sistema EPRICORD. A: polimerização na unidade Kota. B: resinas utilizadas

Figura 4.5 – ESTHET-X. A: Optilux. B: cores utilizadas

Figura 4.6 – Sistema SIGNUM. A: unidade UniXS. B: cores utilizadas

Figura 4.7– Sistema SINFONY. A: Visio Alfa Light. B: Visio Beta Vario Light. C: cores utilizadas

Figura 4.8 – Sistema SOLIDEX. A: unidade Solidilite. B: cores utilizadas

Figura 4.9 – Sistema TARGIS. A: Targis Quick. B: Lunamat 100. C: resinas utilizadas

Figura 4.10 – Sistema de polimerização da resina Tescera e as cores de translúcido, esmalte e dentina utilizadas

4.2 Resistência à Flexão

As condições de realização deste teste seguiram padrões sugeridos pela ISO 4049, que é a norma que rege esse tipo de teste, como utilizadas por César, Miranda Jr. e Braga (1999) e Corrêa (2000).

Para padronizar a confecção dos corpos-de-prova, construiu-se uma matriz de aço inoxidável bipartida, com as seguintes dimensões internas: 10mm de comprimento, 2mm de largura e 1mm de altura (Figura 4.11). As duas partes dessa matriz se encaixavam com precisão, o que facilitava a remoção dos corpos-de-prova do interior desta cavidade sem danificá-los.

Figura 4.11 - Matriz bipartida para a confecção dos corpos-de-prova do teste de resistência à flexão.

Durante a confecção dos corpos-de-prova, a matriz era apoiada sobre uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro de 1mm de espessura e em seguida era preenchida toda a cavidade com resina composta de uma única vez.

Figura 4.12 Preenchimento da cavidade com resina composta de uma única vez

Então, uma segunda tira de poliéster e lâmina, semelhante à primeira, era colocada com suave pressão sobre a matriz de modo a padronizar o preenchimento da cavidade pelo material.

O conjunto foi submetido a uma pressão constante de 8 Kgf, pela utilização de um dispositivo próprio com o intuito de produzir uma superfície lisa e uniforme

Figura 4.13 – Superfície lisa e uniforme após pressão

Figura 4.14 – Dimensões do corpo-de-prova

A seguir, os corpos-de-prova eram polimerizados de acordo com as recomendações dos fabricantes, descritas no Quadro 4.1.

Após o término da pré-polimerização, a matriz era cuidadosamente aberta e a barra de resina era removida para que os corpos de prova fossem polimerizados em ciclo final nas unidades de polimerização adicional de cada fabricante. Os eventuais excessos eram removidos com auxílio de bisturi com lâmina n°. 11 (Solidor Lamedid SA). Cada corpo-de-prova foi medido com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo - Tóquio/Japão), com precisão de 0,01mm. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água, em recipientes hermeticamente fechados (sem passagem da luz) durante 24 horas a 37°C.

Foram realizadas 15 repetições para cada um dos grupos experimentais, totalizando 450 corpos-de-prova, todos realizados pelo mesmo operador. O teste de dobramento em três pontos foi realizado em uma máquina de ensaios universal (Kratos dinamômetros, São Paulo) utilizando o dispositivo mostrado na figura 4.15. A distância entre os apoios foi de 6 mm e a velocidade de avanço da cabeça de 0,5 mm/min (CORRÊA, 2000; ISO 4049).

Figura 4.15 – Detalhe do dispositivo para a realização do teste de resistência a flexão

Os valores obtidos de carga após a ruptura (N) foram transformados em valores de tensão (resistência à flexão - MPa) através da fórmula a seguir, conforme a norma ISO 4049:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Onde σ é a resistência à flexão em MPa, F é a carga em Newtons, l é a distância entre os suportes, b é a largura e h a altura em milímetros dos corpos-de-prova.

Os valores obtidos pela fórmula são expressos em Kgf/cm². Para a transformação destes valores em MPa, unidade mais comumente utilizada, dividiu-se o valor por 9,8. Os valores de média da resistência à flexão foram submetidos a análise estatística de dois fatores (material e cor) e teste de Tukey para contraste de médias ($\alpha=0,05$).

4.3 Teste de Microdureza

Os testes de microdureza foram realizados nos mesmos corpos-de-prova utilizados para os testes de resistência à flexão. Sendo assim, logo após a fratura, as duas metades correspondentes ao corpo-de-prova da resistência à flexão foram submetidas ao ensaio de microdureza.

Optou-se por não incluir os corpos-de-prova em resina, evitando assim a possível geração de calor com o polimento e, conseqüentemente, melhora nas propriedades gerais com algum tipo de aumento no grau de polimerização do compósito. Assim os corpos-de-prova foram fixados em uma fita matriz de poliéster com o uso de resina composta quimicamente ativada - Adaptic, Dentsply (Figura 4.16). Durante a polimerização desta resina, o conjunto fita matriz de poliéster e corpo-de-prova foi levado até um paralelômetro, dispositivo para garantir a planificação da superfície do corpo-de-prova.

Figura 4.16- Uso da fita matriz de poliéster para obtenção de superfície lisa dos corpo-de-prova e Adaptic para fixação

Figura 4.17- Uso do paralelômetro para planificação da resina

Os corpos-de-prova foram posicionados no microdurômetro [HMV-2000, Shimadzu, Tóquio, Japão (Figura 4.18)], e a dureza Knoop aferida sob carga de 25g por 30 segundos. Após a aplicação da carga, passou-se a observar cada uma das penetrações em um aumento de 400x. Neste aumento, marcava-se a diagonal maior e o próprio software do aparelho já fazia a conversão automática do valor encontrado para valores de dureza Knoop. Todas as condições de realização do teste seguiram a norma ISO E 384-89.

Figura 4.18 Foto do Microdurômetro

Para cada metade do corpo-de-prova foram realizadas 4 penetrações, perfazendo assim um total de 8 por corpo-de-prova. As leituras dentro de cada corpo-de-prova foram realizadas para estabelecer uma única média, para a análise estatística. Como se utilizou os mesmos corpos-de-prova do teste de resistência a flexão, um total de 15 repetições foi feito para cada um dos grupos experimentais, totalizando 450 corpos-de-prova, todos realizados pelo mesmo operador. Os valores de média da microdureza Knoop foram submetidos à análise estatística de dois fatores (material e cor) e teste de Tukey para contraste de médias ($\alpha=0,05$).

4.4 Grau de Conversão

O grau de conversão dos monômeros testados foi obtido no espectrômetro FT-Raman (modelo RFS 100/S, da Bruker), com resolução de 4 cm^{-1} e 64 co-adições, potência do laser (1064 nm) de 100 mW.

Figura 4.19 - FT-Raman (modelo RFS 100/S, da Bruker)

Três corpos-de-prova de cada cor (translúcido, esmalte e dentina), e de cada marca comercial (Adoro, Belleglass HP, Cristobal, Epricord, Esthet X, Signum, Sinfony, Solidex, Targis e Tescera) foram confeccionados em matriz 10x1x2mm, polymerizados de acordo com as recomendações de cada fabricante (Quadro 4.1). Os corpos-de-prova, após a polimerização foram armazenados em ambiente escuro e seco, por 24 horas antes de serem testados. A seguir, cada corpo-de-prova era colocado sobre o compartimento adequado da cela de teste. O conjunto cela/corpo-de-prova foi introduzido no compartimento de amostra do espectrômetro, ajustando-o manualmente, a fim de centralizar o feixe do laser sobre a amostra. Após focalizar a amostra, fechava-se o compartimento de amostra e iniciava-se a coleta do espectro.

Para calcular o grau de conversão era necessário realizar uma análise da amostra não polimerizada, que servia como controle, e uma da polimerizada para cada cor de cada resina. Desta maneira, também foi realizada a análise da resina não polimerizada, que serviu como padrão no cálculo do percentual do grau de conversão. Neste caso, uma quantidade de aproximadamente 2 mg de resina não polimerizada (a quantidade usada referente a uma concavidade de um cilindro, com 5mm de diâmetro e 2mm de altura) foi adicionada a um porta-amostra e o conjunto foi inserido no aparelho, para a coleta de espectros.

Os dados de espectroscopia FT-Raman foram coletados, armazenados e transformados em espectro com o auxílio do software OPUS.

No caso da resina não polimerizada, em seu espectro, calcula-se a razão entre a intensidade da banda da ligação do anel aromático e a intensidade da banda de estiramento da ligação alifática de carbono, que correspondem às bandas de 1609 cm^{-1} , característica das ligações vinílicas do anel aromático do bisfenol-A e 1639 cm^{-1} , característica da banda de estiramento da ligação dupla vinílica.

Gráfico 4.1: Espectros da resina polimerizada (em vermelho) e não polimerizada

Através da comparação entre as razões obtidas na resina não polimerizada e na polimerizada pode-se calcular o grau de conversão, onde a ligação C=C alifática se transforma em ligação simples C-C. Foram realizados experimentos para 3 corpos-de-prova polimerizados por condição experimental, totalizando 90, todos realizados pelo mesmo operador.

O grau de conversão (GC) de cada resina em cada cor foi calculado pela razão da intensidade relativa (altura) da banda em 1639 cm^{-1} e da banda de 1609 cm^{-1} .

A fórmula utilizada para o cálculo do grau de conversão foi:

$$\text{GC (\%)} = 100 [1 - (\text{R polimerizado} / \text{R não polimerizado})];$$

R = razão entre a intensidade da banda em 1639 cm^{-1} e a intensidade da banda em 1609 cm^{-1} (FERRACANE; GRENEER, 1986; FREIBERG; FERRACANE, 1998; KNOBLOCH et al., 1999; NEVES; ORÉFICE; JANSEN, 2002).

5 RESULTADOS

Os resultados gerais de resistência à flexão (MPa), dureza Knoop (KHN) e grau de conversão (%) podem ser visualizados na Tabela 5.1. Como forma de facilitar o entendimento dos resultados, os dados também foram tabulados de acordo com cada um dos fatores principais (material na Tabela 5.2 e cor na Tabela 5.3) para cada uma das propriedades.

5.1. Resistência à flexão

A análise de variância (ANEXO 1) da resistência à flexão mostrou diferença estatisticamente significativa para o fator material ($p < 0,0001$), assim como para a interação (material vs. cor, $p < 0,0001$). Apenas o fator cor não foi estatisticamente significativo ($p = 0,203$). O teste de Tukey ($p = 0,05$) foi então empregado para evidenciar as diferenças estatísticas significativas entre as médias, considerando-se os fatores estudados (Tabela 5.2 e Tabela 5.3), bem como a interação entre os fatores (Tabela 5.1).

De acordo com a Tabela 5.2 e Figura 5.1, pode-se observar que os materiais Cristobal (Dentsply), Sinfony (3M ESPE) e Targis (Ivoclar) tiveram valores de resistência à flexão estatisticamente superiores aos dos demais materiais. Os materiais que apresentaram as menores médias foram o Epricord (Kuraray), Signum + (Heraeus Kulzer) e Solidex (Shofu). Foram encontrados dois grupos com médias intermediárias. Um deles com valores muito próximos ao grupo com as maiores médias de resistência à flexão, que engloba os materiais Esthet-X (Dentsply) e Tescera (Bisco) e, um terceiro grupo composto pelos materiais Adoro (Ivoclar) e Belleglass HP.

Embora o fator cor não tenha apresentado significância no teste de resistência à flexão (Tabela 5.3 e Figura 5.4), a interação material vs. cor foi significativa (Tabela 5.1). Isto pode ser observado nos materiais Belleglass HP (SDS Kerr), Cristobal (Dentsply) e Sinfony (3M ESPE), sendo que a cor translúcida apresentou maiores médias que as demais cores para os dois primeiros, e o oposto aconteceu para o último, onde a cor translúcida apresentou pior média de resistência à flexão, comparada às demais cores.

5.2 Dureza Knoop

A análise de variância (ANEXO 1) da dureza Knoop mostrou diferença estatisticamente significativa para os fatores material ($p < 0,0001$) e cor ($p < 0,0001$), assim como para a interação (material vs. cor, $p < 0,0001$). O teste de Tukey ($p = 0,05$) foi então empregado para evidenciar as diferenças estatísticas significativas entre as médias, considerando-se os fatores estudados (Tabela 5.2 e Tabela 5.3), bem como a interação entre os fatores (Tabela 5.1).

De acordo com a Tabela 5.2 e Figura 5.2, pode-se observar que os materiais apresentaram valores de dureza estatisticamente diferentes, na seguinte ordem decrescente: Tescera (Bisco) > Belleglass HP (SDS Kerr) e Cristobal (Dentsply) > Esthet X (Dentsply) > Signum + (Heraeus Kulzer) > Epricord (Kuraray) $\geq$ Solidex (Shofu) $\geq$ Targis (Ivoclar) > Adoro (Ivoclar) > Sinfony (3M ESPE).

O fator cor mostrou-se significativo, sendo que as cores de dentina, de uma forma geral, apresentaram maiores médias de dureza que as demais, seguidas pelas cores translúcidas, que também apresentaram médias superiores às cores de esmalte (Tabela 5.3 e Figura 5.5).

A interação material vs. cor foi significativa (Tabela 5.1). Isto pode ser observado nos materiais Esthet X (Dentsply), que apresenta a cor translúcida com maiores valores de dureza que as demais; no Adoro (Ivoclar) e no Cristobal (Dentsply), que apresentam as

cores translúcidas e de dentina com maiores valores de dureza que as de esmalte; no Solidex (Shofu), que apresenta maior dureza na cor de dentina que nas demais; e no Tescera (Bisco), que apresenta maiores valores de dureza para a cor de dentina, seguida da cor translúcida, e esta maior que a cor de esmalte testada.

5.3 Grau de conversão

A análise de variância (ANEXO 1) do grau de conversão mostrou diferença estatisticamente significativa para os fatores material ($p < 0,0001$) e cor ($p = 0,001$), assim como para a interação (material vs. cor, $p < 0,0001$). O teste de Tukey ($p = 0,05$) foi então empregado para evidenciar as diferenças estatísticas significativas entre os graus de conversão, considerando-se os fatores estudados (Tabela 5.2 e Tabela 5.3), bem como a interação entre os fatores (Tabela 5.1).

De acordo com a Tabela 5.2 e Figura 5.3, pode-se observar que os materiais apresentaram graus de conversão estatisticamente diferentes, na seguinte ordem decrescente: Tescera (Bisco) > Belleglass HP (SDS Kerr) $\geq$ Cristobal (Dentsply) $\geq$ Adoro (Ivoclar) $\geq$ Sinfony (3M ESPE) > Epricord (Kuraray) = Targis (Ivoclar) > Signum + (Heraeus Kulzer) > Esthet-X (Dentsply) > Solidex (Shofu) Tabela 5..

O fator cor mostrou-se significativo, sendo que as cores translúcidas, de uma forma geral, apresentaram maior grau de conversão que as demais (Tabela 5.3 e Figura 5.6).

A interação material vs. cor foi significativa (Tabela 5.1). Isto pode ser observado no material Epricord (Kuraray), que apresentou grau de conversão maior para a cor translúcida; no Sinfony (3M ESPE), que apresentou grau de conversão maior na cor translúcida comparada à de esmalte; no Targis, onde as cores translúcidas e de esmalte foram superiores à de dentina; e no Signum + (Heraeus Kulzer) que apresentou grau de conversão maior na cor de dentina que nas demais.

Tabela 5.1 - Médias e desvios padrão de cada uma das condições experimentais em relação à resistência à flexão (Mpa), dureza (KHN) e grau de conversão (%), assim como a análise estatística para cada uma das propriedades avaliadas (*)

Material	Cor	Resistência à flexão	Dureza Knoop	Grau de conversão
Esthet-X (Dentsply)	Esmalte	165,3 ± 25,5 def	33,9 ± 5,1 g	50,5 ± 1,8 ij
	Dentina	150,6 ± 20,0 defg	35,6 ± 4,7 g	58,6 ± 1,6 hi
	Translúcido	165,2 ± 19,3 def	47,7 ± 3,1 f	50,7 ± 0,3 ij
Adoro (Ivoclar)	Esmalte	120,9 ± 11,7 ghij	12,4 ± 0,9 m	82,7 ± 9,4 cde
	Dentina	116,9 ± 8,9 ghij	17,5 ± 1,8 l	92,1 ± 6,4 abc
	Translúcido	118,6 ± 10,6 ghij	17,6 ± 2,6 kl	87,7 ± 2,3 bcde
Belleglass HP (SDS Kerr)	Esmalte	99,2 ± 35,9 j	62,7 ± 1,7 d	93,1 ± 0,4 abc
	Dentina	121,3 ± 19,7 ghij	64,8 ± 2,4 cd	92,7 ± 2,5 abc
	Translúcido	161,9 ± 25,0 def	64,4 ± 3,2 cd	94,2 ± 2,0 ab
Cristobal (Dentsply)	Esmalte	177,9 ± 35,0 bcde	63,4 ± 4,1 d	92,8 ± 1,5 abc
	Dentina	176,1 ± 28,9 bcdef	67,8 ± 4,1 c	92,7 ± 2,5 abc
	Translúcido	231,3 ± 38,9 a	66,5 ± 3,4 cd	87,5 ± 2,7 bcde
Epicord (Kuraray)	Esmalte	92,1 ± 10,5 j	24,6 ± 1,6 hi	78,2 ± 2,6 ef
	Dentina	94,7 ± 13,5 j	22,2 ± 2,9 ij	71,6 ± 3,5 fg
	Translúcido	100,1 ± 2,3 ij	24,8 ± 1,4 hi	89,0 ± 2,3 abcd
Signum+ (Heraeus Kulzer)	Esmalte	93,6 ± 10,2 j	26,4 ± 1,1 h	66,7 ± 1,2 gh
	Dentina	101,1 ± 22,9 ij	26,9 ± 1,2 h	77,4 ± 3,6 ef
	Translúcido	97,1 ± 10,5 j	26,2 ± 0,7 h	66,7 ± 1,9 gh
Sinfony (3M ESPE)	Esmalte	207,7 ± 56,4 ab	9,8 ± 0,6 m	79,6 ± 1,1 def
	Dentina	204,2 ± 11,2 abc	10,3 ± 0,3 m	82,9 ± 2,5 cde
	Translúcido	143,6 ± 8,6 efgh	9,0 ± 0,4 m	92,0 ± 0,7 abc
Solidex (Shofu)	Esmalte	107,7 ± 34,9 hij	21,6 ± 2,4 ijk	44,4 ± 0,9 jk
	Dentina	99,1 ± 16,7 j	26,5 ± 1,4 h	37,7 ± 2,9 k
	Translúcido	106,6 ± 11,7 hij	22,1 ± 0,6 ij	43,2 ± 0,8 jk
Targis (Ivoclar)	Esmalte	208,0 ± 15,6 ab	22,1 ± 1,6 ij	85,0 ± 7,0 bcde
	Dentina	185,6 ± 34,6 bcd	19,9 ± 3,1 jkl	63,0 ± 5,8 gh
	Translúcido	187,0 ± 26,8 bcd	23,2 ± 1,7 hij	87,5 ± 2,7 bcde
Tescera (Bisco)	Esmalte	138,5 ± 33,8 fghi	54,9 ± 5,9 e	98,7 ± 0,6 a
	Dentina	167,4 ± 19,5 cdef	102,1 ± 6,4 a	98,6 ± 0,5 a
	Translúcido	152,9 ± 24,6 defg	74,9 ± 3,6 b	98,3 ± 1,1 a

(*) Letras diferentes indicam significância estatística entre as condições experimentais de cada coluna (propriedade)

Tabela 5.2 - Médias e desvios padrão de cada um dos materiais em relação à resistência à flexão (MPa), dureza (KHN) e grau de conversão (%), assim como a análise estatística para cada uma das propriedades avaliadas (*)

Material	Resistência à flexão	(*)	Dureza	(*)	Grau de conversão	(*)
Esthet-X (Dentsply)	160,4 ± 22,4	b	39,1 ± 7,5	c	53,3 ± 4,2	g
Adoro (Ivoclar)	118,8 ± 10,4	c, d	15,8 ± 3,1	g	87,5 ± 7,1	c,d
Belleglass HP (SDS Kerr)	127,4 ± 37,7	c	64,0 ± 2,7	b	93,3 ± 1,8	b
Cristobal (Dentsply)	195,1 ± 60,4	a	65,9 ± 4,2	b	91,0 ± 3,3	b,c
Epricord (Kuraray)	95,7 ± 10,3	e	23,8 ± 2,4	e	79,6 ± 8,0	e
Signum + (Heraeus Kulzer)	97,3 ± 15,7	e	26,5 ± 1,1	d	70,2 ± 5,8	f
Sinfony (3M ESPE)	185,2 ± 44,3	a	9,7 ± 0,7	h	84,8 ± 5,7	d
Solidex (Shofu)	104,5 ± 23,1	d,e	23,4 ± 2,7	e,f	41,8 ± 3,5	h
Targis (Ivoclar)	193,5 ± 28,2	a	21,7 ± 2,6	f	78,3 ± 12,7	e
Tescera (Bisco)	152,9 ± 28,7	b	77,3 ± 20,3	a	99,0 ± 0,7	a

(*) Letras diferentes indicam significância estatística entre as condições experimentais de cada coluna (propriedade)

Figura 5.7 - Médias de cada uma das resinas em relação à resistência à flexão (MPa)

Figura 5.8 - Médias de cada uma das resinas em relação à dureza (KHN)

Figura 5.9 - Médias de cada uma das resinas em relação ao grau de conversão (%)

Tabela 5.5 - Médias e desvios padrões de cada uma das cores em relação à resistência à flexão (MPa), dureza (KHN) e grau de conversão (%), assim como a análise estatística para cada uma das propriedades avaliadas (*)

Cor	Resistência à flexão	(*)	Dureza Knoop	(*)	Grau de conversão	(*)
Esmalte	141,1±52,6	a	33,2±19,3	c	77,2±17,8	b
Dentina	141,7±43,2	a	39,4±28,1	a	76,7±18,9	b
Translúcido	146,4±51,0	a	37,6±22,6	b	79,7±18,7	a

(*) Letras diferentes indicam significância estatística entre as condições experimentais de cada coluna (propriedade)

Figura 5.10 - Médias de cada uma das cores em relação à resistência à flexão (MPa). Letras diferentes indicam significância estatística entre as médias

Figura 5.11 - Médias de cada uma das cores em relação a dureza Knoop (KHN). Letras diferentes indicam significância estatística entre as médias.

Figura 5.12 - Médias de cada uma das cores em relação ao grau de conversão (%). Letras diferentes indicam significância estatística entre as médias.

6 DISCUSSÃO

6.1 Geral

Restaurações de resina composta podem ser confeccionadas por três técnicas: a direta, a direta/indireta ou a indireta. A diferença entre as três técnicas está onde a construção e escultura da restauração são realizadas, bem como o método de polimerização. Nas duas primeiras a construção e a escultura da restauração são feitas diretamente na cavidade oral, no dente a ser restaurado; na terceira a construção e a escultura são feitas em um modelo de trabalho em laboratório. Na técnica direta toda a polimerização é feita diretamente na cavidade bucal. Na técnica direta/indireta a pré-cura do compósito é feita diretamente no dente, na cavidade bucal. Já na técnica indireta toda a polimerização é realizada fora da cavidade bucal (TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA, 2000b; ÜÇTAŞLI; WILSON; ZAIMOGLU, 1993; WENDT Jr.; LEINFELDER, 1990).

Independentemente de qual das técnicas, todas necessitam de um ativador. O uso de luz como ativador de polimerização na odontologia remota ao início dos anos 70. Inicialmente o uso da luz ultravioleta foi logo substituído por luz visível, nos comprimentos de onda compreendidos entre 450 a 490nm, correspondentes a faixa do azul. A luz azul é amplamente utilizada devido a uma maior penetração e menores efeitos deletérios aos tecidos vivos em comparação com a luz ultravioleta. A utilização de fotoiniciadores que são ativados nesta região do espectro visível é mandatório (CRAIG, 2002; RUEGGERBERG; ERGLE; LOCKWOOD, 1997).

Através da revista de literatura pode-se chegar à conclusão que as resinas compostas para as técnicas direta/indireta e indireta deveriam ter propriedades mecânicas superiores comparadas àquelas destinadas à técnica direta, principalmente devido aos métodos de polimerização, já que a composição destas resinas compostas é praticamente a mesma. A

ativação da polimerização por luz visível não proporciona um grau de conversão muito alto dos compósitos, já que a luz acaba sendo dispersada nas diferentes camadas, o que pode afetar a polimerização em profundidade (MIRANDA et al., 2003). Dessa maneira se deve ter em mente que a ativação apenas por luz não resulta em completa polimerização da resina, independentemente do tempo de aplicação e da intensidade (CESAR; MIRANDA Jr.; BRAGA, 2001). Os resultados deste estudo confirmam esta deficiência da fotoativação isolada, onde resinas indiretas que usam apenas luz como sistema de polimerização (Solidex, Epricord e Signum) tiveram grau de conversão e propriedades em geral inferiores aos demais compósitos.

A luz fornece a energia necessária para a ativação das moléculas, que se ligam umas as outras formando a cadeia polimérica. Entretanto, na polimerização de uma resina composta apenas por luz visível, conforme a reação vai se propagando, as cadeias ficam menos ativas devido ao aumento da sua massa. Ao final a energia fornecida pela luz não é mais suficiente para que novas moléculas sejam incorporadas na rede de polímeros, resultando na presença de monômeros residuais e/ou radicais livres desativados no material (COVINGTON; McBRIDE, 1990). O uso de porções com espessura menor que 2 mm, bem como o uso de altas intensidades de luz melhoram o grau de conversão, mas, por outro lado, incrementos tão pequenos dificultam a execução da restauração. O uso de aparelhos com altas intensidades também tem se mostrado problemático, já que esta leva a contração mais rápida da resina composta, gerando maiores tensões nas interfaces adesivas, o que pode levar ao rompimento do selamento marginal das restaurações diretas (GORACCI; MORI, 1996; UNTERBRINK; MUESSNER, 1995; FEILZER et al., 1995).

Na realidade, o grau máximo de conversão dos materiais a base de Bis-GMA e UDMA, no caso de materiais diretos, está situado entre 50 e 75% (RUEGGERBERG, 1999). Porém isto não significa que 25 a 50% dos monômeros não tenham reagido, pois vários monômeros podem estabelecer ligações covalentes em apenas uma de suas ligações insaturadas (ou duplas ligações). As duplas ligações que permanecem não reagidas diminuem o grau de conversão, mas nem sempre representam o que se chama de

monômeros residuais (que não reagiram). Apenas uma pequena quantidade de monômeros residuais permanece no interior do polímero, em torno de 2,5 a 5% (FERRACANE, 1994). Os monômeros residuais, que ficam retidos entre as cadeias poliméricas, atuam como agentes plastificadores que reduzem, em geral, as propriedades mecânicas da resina (SANTERRE; SHAJII; LEUNG, 2001). A partir da liberação destes monômeros da matriz resinosa, estes deixam de cumprir tal função e a tendência é que as propriedades mecânicas do compósito aumentem. Em contrapartida, a liberação ou lixiviação de monômeros residuais traz um outro inconveniente, pois em contato com a mucosa oral esses monômeros podem causar reações adversas, comprometendo a biocompatibilidade das resinas compostas (CAUGHMAN et al., 1991; LEUNG; SANTERRE; SHAJII, 2001).

Alguns estudos têm mostrado que muitas das propriedades gerais de compósitos de uso direto são inadequadas para o uso em dentes posteriores (FERRACANE; CONDON, 1992; KNOBLOCH et al., 1999; LOGUERCIO et al., 2001; MIRANDA et al., 2003; PARK, 1996; WENDT Jr., LEINFELDER, 1990; XU et al., 1999). Mesmo com a melhoria das propriedades mecânicas devido ao aumento da quantidade das partículas de carga e diminuição do tamanho das mesmas, ainda há consideráveis problemas como a contração de polimerização volumétrica, que ainda é acentuada – de 2,0 a 4,3% (RUYTER, 1992; WENDT Jr.; LEINFELDER, 1990); a falta de uniformidade na polimerização (TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA, 1998), e a cura incompleta, com baixo grau de conversão. Além disso, existe uma inerente dificuldade de obtenção de contatos proximais e bons contornos anatômicos na técnica direta (KNOBLOCH et al., 1999; WENDT Jr.; LEINFELDER, 1990).

Para contornar grande parte dessas deficiências dos compósitos de uso direto, a Odontologia restauradora tem mudado o enfoque das reconstruções dentárias com o aumento da oferta de compósitos laboratoriais (TOUATI, 1996; TOUATI e AIDAN, 1997). Estes compósitos têm evoluído na adaptação marginal (KNOBLOCH, et al., 1999; REINHARDT; SMOLKA, 1988; RUYTER, 1992; TOUATI, 1996), particularmente na área cervical; na facilidade de obtenção da anatomia oclusal, contornos axiais de superfície e

pontos de contato (MIRANDA et al., 2003; POWERS et al., 1993; TOUATI, 1996; WATTS, 1990); na estabilidade de cor (DOUGLAS, 2000; WENDT Jr.; LEINFELDER, 1990;), bem como na diminuição da distorção da restauração e das cúspides devido à contração de polimerização (WENDT Jr., 1987a,b). Deve-se mencionar também a melhora das propriedades físicas como tração diametral, resistência à compressão, resistência à flexão, dureza, coeficiente de expansão térmica (REINHARDT; BOYER; STEPHENS, 1994; TOUATI, 1996; TERRY; TOUATI, 2001), e resistência ao desgaste (KNOBLOCH, et al., 1999; TERRY; TOUATI, 2001; SUZUKI, et al., 2002). Tais atributos dos compósitos laboratoriais estão diretamente relacionados com a melhoria intrínseca dos materiais (TOUATI; AIDAN, 1997), maior grau de conversão e diminuição das tensões geradas pela contração de polimerização em relação às paredes cavitárias (MIRANDA et al., 2003), limitando-se ao cimento resinoso (CESAR; MIRANDA Jr.; BRAGA, 2001; NASH, 2002).

Assim, em situações clínicas que requerem melhores propriedades de um compósito, opta-se por um compósito laboratorial, que pode associar diferentes formas de ativação complementares, como calor ou tratamento térmico, combinando ou não à atmosfera isenta de oxigênio (nitrogênio ou vácuo).

6.2 Grau de Conversão

O grau de conversão tem direta influência sobre as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos (BIRD et al., 1998; ELIADES; VOUGIOUKLAKIS; CAPUTO, 1987; FERRACANE, 1985; FERRACANE; GREENER, 1986; FERRACANE; CONDON, 1992; GREGORY et al., 1992). Ele é obtido através da comparação entre as razões obtidas na resina não polimerizada e na polimerizada, concluindo-se quantas ligações C=C alifáticas se transformaram em ligações simples C-C, o que caracteriza a conversão (PHILLIPS, 2003). Há uma forte correlação positiva ($r=0,93$) entre grau de conversão e microdureza de

compósitos (FERRACANE, 1985), sendo o teste de microdureza um método indireto de indicação do grau de conversão. Mas a microdureza é fortemente influenciada não apenas pelo grau de conversão, mas também pela composição de uma resina composta, principalmente com relação à quantidade e forma das partículas de carga e tipo de monômero (MANDIKOS et al., 2001). Desta forma, quando se compara resinas compostas com variadas composições, o método indireto de avaliação do grau de conversão deve ser preterido, sendo mais indicado os métodos diretos, como a espectroscopia FT-Raman, utilizada neste estudo.

Os compósitos laboratoriais Adoro (87,5%), Belleglass HP (93,3%), Cristobal (90,9%), Sinfony (84,8%) e Tescera (99%) foram os que alcançaram os maiores valores de grau de conversão em comparação aos sistemas Epricord (79,6%), Signum + (70,2%), Solidex (41,7%) e Esthet-X (53,3%). Como pode ser observado no Quadro 4.1, os sistemas Epricord, Signum + e Solidex utilizaram apenas a fotoativação convencional para a polimerização do material, a semelhança de como é polimerizada a resina composta direta Esthet-X, que foi utilizada como controle. Já os materiais Adoro (luz e calor), Belleglass HP (luz, calor, pressão e nitrogênio), Cristobal (luz e calor), Sinfony (luz e vácuo) e Tescera (luz, calor, pressão em água), que associam outros recursos à luz com o objetivo de otimizar a reação de polimerização, tiveram altos valores de grau de conversão.

Cook e Johannson (1987), indicaram que o aumento da temperatura leva a um aumento da energia cinética, gerando, com isso, uma maior mobilidade de monômeros residuais e radicais livres no interior da matriz. Ferracane e Condon (1992) reforçam esta idéia indicando que, com o aumento dessa mobilidade, vários monômeros livres podem ligar-se a sítios ativos dentro da rede polimérica.

As temperaturas e os tempos utilizados em alguns tratamentos térmicos podem variar e, com isso, alterar estruturalmente a resina composta (AMIN; GOMAA, 1994; ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 1990; ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 1992; FERRACANE; CONDON, 1992; WENDT Jr., 1987a; WENDT Jr., 1987b). Bagis e Rueggeberg (1997) afirmaram que a influência da temperatura de pós-tratamento no grau de conversão foi doze

vezes maior que a extensão do tempo de tratamento. Ainda assim, para a melhoria das propriedades mecânicas, a temperatura de tratamento térmico deve aproximar-se da temperatura de transição vítrea da resina composta – Tg (TAKESHIGE; KINOMOTO; TORII, 1995; WENDT Jr., 1987a; WENDT Jr., 1987b) para efetivamente homogeneizar e modificar a estrutura da rede polimérica, aumentando o número de ligações cruzadas, tornando o polímero mais denso e, conseqüentemente, mais resistente (COOK, JOHANNSON, 1987; ELDIWANY; POWERS; GEORGE, 1993; KANDIL et al., 1989; RUYTER, 1992). A Tg não deve ser ultrapassada, caso isso ocorra, poderá ocorrer uma descoloração da resina. Porém, a temperatura do tratamento térmico deve ficar aproximadamente entre 125 e 150°C (PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 1992), o que pode ser observado para o Belleglass HP (140°C) e Tescera (130°C), que apresentaram os maiores graus de conversão deste estudo, justificando os excelentes resultados. É interessante notar a diferença significativa entre os graus de conversão dos sistemas Belleglass HP (93,3%) e do Sinfony (84,8%), resultado este semelhante ao encontrado por Kakaboura et al. (2003). Uma possível explicação é o não uso de calor pelo sistema Sinfony.

Embora o calor também seja utilizado nos sistemas Adoro (104°C) e Targis (95°C), a temperatura fica aquém dos 125°C preconizados por Peutzfeldt e Asmussen (1992), o que pode justificar o fato destes compósitos não apresentarem alto grau de conversão como outros que também utilizam calor. Ainda neste estudo os autores observaram que compósitos com altas porcentagens de UDMA na matriz orgânica não apresentaram influência da temperatura de cura, e que baixas temperaturas não influenciavam as propriedades mecânicas. Em um estudo anterior que comparou o grau de conversão de quatro compósitos indiretos (Targis, Concept, Belleglass and Artglass) com dois compósitos de uso direto. Demonstrou-se que a resina Targis mostrou o menor grau de conversão entre as resinas laboratoriais (Knoblock et al., 1999). Fatores relacionados com a Composição monomérica e o tratamento de pos-cura podem afetar o grau de conversão de compósitos e podem ser a razão do grau de conversão ser menor que o esperado para os compósitos Adoro e Targis

Também foi demonstrado que um aumento da mobilidade de radicais reativos ocorre em resinas mais diluídas, com maior concentração de diluentes, levando a um aumento do grau de conversão (FERRACANE; GREENER, 1984). Targis é um compósito que contém Bis-GMA e por isso necessita adição de monômeros dimetacrilatos de baixo peso molecular para obter viscosidade para incorporar as partículas. O monômero mais usado como diluente do Bis-GMA é o TEGDMA. Essa associação de diluentes não é usada para a resina Targis material, o que por sua vez pode ter colaborado para reduzir o grau de conversão desse material. A concentração de inibidor tem um efeito oposto no grau de conversão, já que as moléculas inibidoras se unem aos radicais livres, terminando precocemente a propagação de cadeias (Ferracane, Greener, 1986). Não se sabe a quantidade e concentração de inibidores avaliados, porém, pequenas diferenças na quantidade podem reduzir ou melhorar a habilidade do material em aumentar o grau de conversão após o tratamento de pós-cura.

O tratamento térmico em forno pode ser substituído por imersão em água em ebulição, por ser a água um ótimo condutor térmico (AMIM; GOMAA, 1994; LOZAHERRERO; REINHARDT; BOYER; STEPHENS, 1994; RUEGGEBERG, 1998). É o caso do Tescera, que teve os melhores resultados de dureza (77,3 KHN), grau de conversão (99%), e o segundo maior valor em resistência à flexão (152,5 MPa).

À parte do tratamento térmico, outra maneira de aumentar o grau de conversão é removendo o oxigênio do ambiente de polimerização através de vácuo ou pressão (nitrogênio ou água), assim como é feito para os materiais que mostraram maiores graus de conversão. No caso do Belleglass HP, o material é exposto a uma atmosfera com pressão de 80psi de nitrogênio. O Tescera é colocado em uma pressão de 70psi em ambiente inerte. Já o Sinfony utiliza vácuo durante 13 dos 14 minutos do ciclo de polimerização. Este processo além de retirar oxigênio do ambiente, que é um inibidor da reação de polimerização (CHALIFOUX, 1998; TOUATI; AIDAN, 1997), diminui a vaporização do monômero (LEINFELDER, 1997) e diminui a quantidade de poros na massa de resina

(WILSON; NORNAN, 1991), levando a uma melhora das propriedades físicas e mecânicas da resina.

Outro fator importante a ser observado é que o tratamento utilizado foi executado imediatamente após a fotoativação inicial com o objetivo de aproveitar a maior quantidade de radicais livres presentes no interior da massa. Com o passar do tempo, entre a pré-cura e a pós-cura, a quantidade de radicais livres diminui, o que pode resultar em menos monômeros reagindo para formar as cadeias poliméricas e ligações cruzadas (BAGIS; RUEGGERBERG, 1997; ELIADES; VOUGIOUKLAKIS; CAPUTO, 1987; LOZA-HERRERO et al., 1998).

Na realidade, com todas as vantagens do tratamento térmico descrito acima, parece difícil entender porque alguns fabricantes possuem como unidade de polimerização um aparelho que utilize apenas luz, ao invés de associá-la a calor e pressão ou vácuo, como ocorre nos sistemas Solidex, Epricord e Signum+. O Solidex utiliza um equipamento que possui 4 lâmpadas de alta intensidade, já o Epricord é polimerizado por um aparelho de luz halógena e o Signum + por um aparelho que possui uma lâmpada xenoestroboscópica.

Mesmo assim, embora alguns sistemas de resina composta laboratorial tenham apenas ativação por luz, seria esperado que estes materiais tivessem um grau de conversão maior que as resinas diretas, devido à facilidade de irradiação por todas as superfícies, inclusive as que fazem interface adesiva com as paredes cavitárias. Isto não pode ser motivo para justificar os maiores graus de conversão das resinas Epricord (79,6%) e Signum + (70,2%), comparados com a resina Esthet-X (53,3%), uma vez que os corpos de prova foram irradiados com luz na mesma condição, com a matriz metálica em posição. Uma possível causa para tal resultado pode ser o menor tempo de exposição à luz do fotopolimerizador quando da fotopolimerização do compósito Esthet X, embora haja uma provável concentração maior de fotoiniciadores neste compósito para técnica direta, o que é necessário para procedimentos na cavidade bucal, evitando longos tempos de exposição dos incrementos à luz do fotopolimerizador. Contudo, a resina de laboratório Solidex teve o menor grau de conversão (41,7%). Uma possível causa para esses resultados seria o forno

de luz do sistema Solidex, que possivelmente deve ter uma intensidade de luz inferior à do aparelho de polimerização usado para a fotoativação da resina Esthet-X (Optilux 501). Outra possível causa é a constituição da matriz resinosa, que pode influenciar diretamente no grau de conversão de um compósito (MANDIKOS et al. 2001).

É interessante observar que apenas os compósitos Epricord, Signum +, Sinfony e Targis apresentaram influência da cor no grau de conversão. Com exceção do sistema Signum +, todos os outros apresentaram maior grau de conversão para as cores translúcidas, provavelmente devido a maior facilidade de penetração da luz, e conseqüente maior homogeneidade de polimerização. O resultado do Signum + pode ser devido a uma composição diferente das massas de dentina, desde a quantidade e tipo de fotoiniciadores, até a composição das cargas ou da matriz orgânica.

6.3 Resistência à Flexão

A expectativa, quando se avalia o grau de conversão, é que este tenha correlação direta com as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos, como encontraram Ferracane, Berge e Condon (1998) o valor de 0,93. Entretanto isto não ocorreu neste estudo. Na realidade, a relação entre resistência à flexão e grau de conversão pode não ser direta, já que materiais de composições muito distintas estão sendo avaliados. Sabe-se que as propriedades mecânicas guardam uma relação direta com o tamanho, formato, composição e distribuição das partículas de carga (CHUNG, 1990; CHUNG; GREENER, 1990; TAYLOR et al., 1998). Zhao, Botsis e Drummond (1997) mostraram que compósitos com alto percentual de carga apresentaram melhores propriedades mecânicas, tais como, resistência à flexão, módulo de elasticidade e tenacidade à fratura. Li et al. (1985) avaliaram a influência das partículas de carga nas propriedades mecânicas de resinas compostas. Os autores concluíram que o aumento da quantidade de carga melhora significativamente todas

as propriedades testadas. Desta maneira, pode-se esperar que um material com uma grande quantidade de carga, mesmo com um grau de conversão inferior podem ter excelentes propriedades mecânicas.

Neste caso se enquadram os materiais Targis (193,5 Mpa) e Esthet-X (160,4 Mpa), que apesar de apresentarem altos valores de resistência à flexão apresentaram menores valores de grau de conversão (78,3% e 53,3%, respectivamente para o Targis e Esthet-X). A explicação está no elevado percentual de partículas inorgânicas (quadro 4.1), o que pode explicar a alta resistência à flexão sem necessariamente ter um alto grau de conversão.

Já materiais com grande quantidade de carga em peso, como o Belleglass HP (79%), Cristobal (74%) e Tescera (72%) tiveram excelentes resultados de resistência à flexão (Belleglass HP – 127,4 MPa, Cristobal – 195,1 MPa e Tescera – 152,9 MPa), e que foram polimerizados por métodos auxiliares, com calor e atmosfera inerte. Outros materiais com grande quantidade de carga, como o Epricord (82% em peso) e Signum+ (75% em peso), não apresentaram valores tão altos de resistência à flexão, o que reforça a hipótese que deve ser atribuído à falta de métodos auxiliares de polimerização, como o calor e o ambiente inerte. O Solidex apresentou baixa resistência à flexão, que pode ser justificada pela baixa quantidade de carga (53% em peso), e também pelo pior grau de conversão entre os materiais testados (41,8%).

O uso do tratamento térmico ou calor melhora a distribuição das tensões dentro do polímero (WENDT Jr., 1987a). De Gee et al. (1990) verificaram o relaxamento das tensões da cadeia polimérica, ocorrido pela aplicação de calor, principalmente nas áreas de interação *matriz x carga*, onde as tensões são maiores. Eles ainda comentam que com o tratamento térmico ocorre um aumento das ligações cruzadas, favorecendo também a melhoria das propriedades mecânicas do material. Essa melhora das propriedades, descrita como consequência do tratamento térmico adicional a fotopolimerização, é confirmada por muitos autores (COOK; JOHANSON, 1987; De GEE et al., 1990; ELDIWANY; POWERS; FERRACANE; BERGE; CONDON, 1998; GEORGE, 1993; LEINFELDER, 1990; REINHARDT; BOYER; STEPHENS, 1994; WENDT Jr., 1987a; WENDT Jr.).

Os resultados deste estudo (Adoro: 118,8 MPa; Belleglass HP: 127,4 MPa; Cristobal: 195,1 MPa; Epricord: 95,7 MPa; Signum+: 97,3 MPa; Sinfony: 185,2 MPa; Solidex: 104,5 MPa; Targis: 193,5 MPa e Tescera: 152,9 MPa) em geral, respeitando as diferenças de metodologia, estão de acordo com os valores de resistência à flexão observados por Mszyc; Bui; em 2003 (158-140 MPa, dentina-esmalte para Belleglass HP; 179-156 MPa dentina-esmalte para Cristobal; 89 MPa dentina-esmalte para Sinfony); por Ghulman e Nathanson em 2003 (95,8 MPa em média para Sinfony); e por CHAABANE; WIGREN; ZAPPINI; 2004 (176 MPa em média para Belleglass HP; 196 MPa em média para Cristobal; 163 MPa em média para Targis; 107 MPa para Adoro; 78 MPa para Signum+; 63 MPa para Solidex; e 95 MPa em média para Sinfony). Exceção se aplica ao Sinfony, que apresentou resultados muito superiores aos da literatura. A explicação para tal fato pode residir na diferença observada entre os resultados de resistência à flexão da cor translúcida e as demais, provavelmente por uma diferença de composição. Os sistemas Belleglass HP e Cristobal também apresentaram significância da interação material vs. cor, o que é facilmente entendido devido à variação de composição e porcentagem de carga entre as cores translúcidas e as demais.

6.4 Dureza

A dureza de um material por si só não pode ser considerada uma medida de resistência do corpo do material, e sim uma medida de sua resistência à penetração. A dureza é comumente usada como um método de análise indireta do grau de conversão. Já foi mostrado que existe uma forte correlação entre as medidas diretas de grau de conversão realizadas, por exemplo, com radiação infravermelha, e as que são feitas através de um microdurômetro (DeWALD; FERRACANE, 1987; FERRACANE, 1985; HIRABAYASHI; HOOD; HIRASAWA, 1993).

Estes dados são novamente confirmados, pois materiais como Belleglass HP, Cristobal e Tescera, que mostraram alto grau de conversão e resistência à flexão também obtiveram os maiores valores de microdureza Knoop (Belleglass HP - 64,0 KHN, Cristobal – 65,9 KHN e Tescera – 77,3KHN). Isto novamente indica que o tratamento térmico utilizado por estes materiais fez com que eles conseguissem altos valores de dureza da superfície, assim como já mostrado em outros estudos (GHULMAN; NATHANSON, 2003; KAKABOURA et al., 2003; MSZYCA; BUI, 2003; WIGREN; ZAPINNI, 2004).

Contudo, existem autores que indicam que a comparação da dureza como medida indireta do grau de conversão entre diferentes materiais não deve ser feita, já que os resultados de dureza dependem muito do tipo de matriz orgânica e do volume e distribuição de partículas de carga do material (DeWALD; FERRACANE, 1987; FERRACANE, 1985; HIRABAYASHI; HOOD; HIRASAWA, 1993). Ou seja, resinas compostas com baixas quantidades de carga podem apresentar baixos valores de dureza, apesar de bons resultados de grau de conversão. Este é o caso dos materiais Sinfony (9,7 KHN) e o Adoro (15,8 KHN), que apresentaram os mais baixos valores de dureza, apesar do elevado percentual de grau de conversão que obtiveram (Sinfony – 84,8% e Adoro, 87,5%). Se

observado na tabela da composição dos materiais (Quadro 4.1), os dois compósitos possuem os menores conteúdos de carga inorgânica (45% em peso para o Sinfony e 63% em peso para o Adoro), em comparação com todos os outros materiais. Segundo Phillips (2003), aumentos mais significativos nos valores de dureza ocorrem apenas acima de 85% do grau de conversão, o que não ocorreu no caso destes dois compósitos.

6.5 Considerações finais e discussão da cor

Quando se pensa em restaurações indiretas em dentes anteriores, materiais como o Adoro, Signum + e Sinfony poderiam estar bem indicados. Em uma recente dissertação de mestrado, Chaabane, Wigren e Zappini (2003) caracterizaram diferentes materiais indicados para restaurações indiretas, e indicaram que os materiais Adoro e Signum + são resinas microparticuladas com partículas pré-polimerizadas, enquanto a resina Sinfony não tem partículas pré-polimerizadas. Sendo assim, devido às características das partículas e os resultados das mesmas sobre as propriedades mecânicas, eles indicam estes materiais para a realização de facetas pela técnica indireta, e não confecção de restaurações em dentes posteriores.

Apesar da literatura sobre estas novas resinas indiretas ser escassa, publicações recentes na forma de resumos (CHAABANE; ZAPPINI, 2004; GHULMAN; NATHANSON, 2003; MSZICA; BUI, 2003; ROSENTRITT; BEHR; HANDEL, 2003; ROSENTRITT; BEHR; HANDEL, 2004; WIGREN; ZAPPINI, 2004) concordam com estes resultados, indicando que: Solidex, Signum + e Epricord não deveriam ser utilizados para restaurações indiretas, contrariando as recomendações dos fabricantes. Estes materiais deveriam associar outros tratamentos para tentar maximizar os seus graus de conversão, e, desta maneira, as suas propriedades mecânicas. No caso da Sinfony e da Adoro, testes de propriedades relacionadas à superfície da resina composta, como as resistências ao desgaste e à

abrasão deveriam ser feitas para poder verificar a possibilidade de uso destes sistemas resinosos em dentes posteriores.

Como as resinas indiretas são materiais estéticos, possuem diferentes cores disponíveis comercialmente para a sua utilização. Quando, por exemplo, se restaura um dente, utiliza-se um material mais opaco, cor de dentina, nas porções mais profundas, e no restante da restauração utiliza-se um material com uma cor menos opaca (cor de esmalte) ou translúcida (cor incisal) (MIARA, 1998). Alguns materiais podem ter uma composição diferente de acordo com a cor, é o caso do BelleGlass HP e do Adoro. Esta diferença na composição da resina composta, de acordo com a opacidade/translucidez, se deve ao fato de que, as diferentes cores são conseguidas através de pigmentos que podem levar a diferenças nas composições dos materiais, e ao fato do emprego de partículas de tamanhos diferentes (FERRACANE et al., 1986).

Quando observados os resultados, pode-se verificar que, em geral, as cores translúcidas, genericamente, apresentaram um melhor grau de conversão (translúcida – 79,7%, esmalte 77,2% e dentina – 76,7%). Isto pode ser atribuído a maior facilidade de penetração de luz no corpo de prova (McCABE, 1984; FERRACANE et al., 1986). Tanto a matriz orgânica e as partículas de carga, como outros componentes, entre eles o conteúdo de fotoiniciadores, diluentes, óxidos pigmentantes, entre outros, podem influenciar na passagem de luz até camadas mais profundas. (MIRANDA et al., 2003) Por exemplo, quanto mais escura a cor da resina composta, maior é a adição de óxidos pigmentantes, o que reduz a velocidade e a profundidade de polimerização, devido à absorção da luz ser maior neste tipo de compósito, em comparação com resinas de cores mais claras (CAUGHMAN; RUEGGEBERG; CURTIS Jr., 1995). Numa profundidade de 1mm, uma resina composta de cor escura atinge apenas 2/3 da polimerização obtida com compósitos mais claros (SWARTZ; PHILLIPS; RHODES, 1983), sendo assim, para compósitos mais escuros, tempos maiores de polimerização devem ser utilizados.

As resinas compostas microparticuladas são mais difíceis de se polimerizar comparadas às outras resinas, pois suas partículas tendem a refletir a luz, devido aos seus

tamanhos (0,01-1 μm) serem semelhantes ao comprimento de onda da luz azul emitida pelos fotopolimerizadores (0,4-0,5 μm ou 400-500 nm) (CAUGHMAN; RUEGGEBERG; CURTIS Jr., 1995; ELIADES; VOUGIOUKLAKIS; CAPUTO, 1987; PARK, 1996;). Além disto, há uma maior dispersão da luz dentro do material, pois a luz penetrante muda de direção toda vez que atinge uma partícula de carga, que numericamente é maior nas resinas compostas microparticuladas. Baseado nas informações dos fabricantes, a resina composta que apresenta a menor distribuição de partículas de todas estudadas é a Esthet X, que apresentou o menor grau de conversão. Já a Adoro apresenta partículas de até 100 μm , e, mesmo assim apresentou alto grau de conversão.

Por outro lado, a dureza Knoop apresentou também diferenças estatisticamente significativas entre as cores, sendo que o esmalte apresentou os menores valores de dureza (esmalte – 33,2 KHN, translúcido 37,6 KHN e dentina 39,4 KHN). Este resultado é de difícil entendimento, contudo deve ser atribuído ao material Tescera. A dureza Knoop para este material na cor dentina foi o dobro da cor de esmalte (dentina – 102,1 KHN em comparação com esmalte – 54,9 KHN) e cerca de 35% maior que a cor translúcida (dentina – 102,1 KHN em comparação com o translúcido 74,9 KHN). Desta maneira, os valores de esmalte tenderam, na soma geral de todos os materiais, a ser inferior.

Na realidade, parece que não existe um padrão homogêneo de variação das propriedades testadas, de acordo com a cor. A variação é material dependente, assim como já mostrado por César, Miranda Jr. e Braga, (2001) e Mszyca e Bui (2003).

Toauti e Aidan (1997) indicaram que, com o intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas, os fabricantes passaram a desenvolver novos materiais com alto percentual de carga inorgânica. Surge assim a segunda geração desses compósitos laboratoriais. Além da mudança no percentual, houve também mudanças na forma, tamanho e composição das partículas, resultando no aumento das propriedades mecânicas. Os autores indicaram ainda que a resistência à flexão dos materiais foi aumentada de cerca de 70-80 MPa, para cerca de 120-160 MPa, bem como outras propriedades, entre elas a

dureza e a resistência ao desgaste, que passou a ser similar àquela que ocorre com o esmalte.

Entretanto, Toauti e Aidan (1997) citam que existem materiais com propriedades intermediárias entre aqueles classificados como primeira e os classificados como segunda geração. Segundo estes autores, dois fatores devem ser considerados: a) polimerização: alguns materiais classificados como primeira geração têm composição similar aos da segunda geração, mas a forma com que são polimerizados no laboratório não lhes permite obter altas propriedades mecânicas. No nosso estudo se enquadram neste item os materiais Signum +, Epricord e Solidex, que utilizam equipamentos para polimerização extra-oral semelhantes a fotopolimerizadores de luz halógena, utilizados em restaurações diretas; b) Já outros materiais, que tem sistemas de polimerização acessórios efetivos, não possuem composição que lhes permita atingir altas propriedades mecânicas. É o caso dos materiais Sinfony e Adoro, que apresentaram desempenho intermediário nas medidas de grau de conversão e resistência à flexão, mas, contudo, apresentaram baixos valores de dureza. No caso da Adoro, a dureza foi de 4 a 5 vezes menor comparada à dos melhores materiais, e da Sinfony, este valor foi cerca de 6 a 7 vezes menor.

Desta maneira, é necessário entender que, para se obter um compósito laboratorial com excelentes propriedades, se faz necessário combinar um material com alto percentual de carga, com um sistema de polimerização acessório que permita um alto percentual de conversão.

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitem concluir que, quando respeitados as recomendações dos respectivos fabricantes com relação ao processamento de polimerização:

- 1) Em relação à resistência à flexão, os materiais Cristobal (Dentsply), Targis (Ivoclar), Sinfony (3M ESPE), Tescera (Bisco), e Esthet-X (Dentsply, controle) apresentaram os maiores valores, enquanto os materiais Signum + (Heraeus Kulzer), Epricord (Kuraray) e Solidex (Shofu) os menores;
- 2) Em relação à dureza superficial, os materiais Tescera (Bisco), Belleglass HP (SDS Kerr) e Cristobal (Dentsply) apresentaram os maiores valores, enquanto os materiais Signum + (Heraeus Kulzer), Epricord (Kuraray), Solidex (Shofu), Targis (Ivoclar), Adoro (Ivoclar) e Sinfony (3M ESPE) os menores;
- 3) Em relação ao grau de conversão, os materiais Tescera (Bisco), Belleglass HP (SDS Kerr), Cristobal (Dentsply), Adoro (Ivoclar) e Sinfony (3M ESPE) apresentaram os maiores valores, enquanto os materiais Signum + (Heraeus Kulzer), Esthet-X (Dentsply, controle) e Solidex (Shofu) os menores;
- 4) As diferentes cores (translúcido, esmalte e dentina) não influenciaram os resultados de resistência à flexão;

- 5) Os compósitos com cores mais opacas (de dentina) apresentaram maior dureza Knoop, seguidos daqueles com cores translúcidas e por fim dos compósitos com cores de esmalte; e
- 6) O grau de conversão foi maior para os compósitos translúcidos, comparados aos demais.

REFERÊNCIAS ¹

Amin AE-HM, Gomaa H. Effect of different post-cure heat-treatment methods on the dimensional stability of a visible-light cured-composite inlays. Egypt Dent J 1994;40:879-84.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. Scand J Dent Res 1990;98(6):564-7.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater 1998;14(1):51-6.

Bagis YH, Rueggeberg FA. Effect of post-cure temperature and heat duration on monomer conversion of photo-activated dental resin composite. Dent Mater 1997;13(4):228-32.

Bird SE, Thompson J, Bayne SC, Rapp MM, Stamatiades PJ, Berg JH. Mechanical properties of posterior composite materials. [abstract 778] J Dent Res 1998;77:278.

Braden M, Clarke R, Nicholson J, Parker S. Polymeric dental materials. Springer: Berlin:1, 1997:p.84-124.

Carreiro AFP, Cruz C, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. J Oral Rehabil 2004;31:1085-9.

Castro-Filho AA, Juno de Araujo AM, Miyashita E, Buso L, Almeida EES, Kimpara ET, et al. Flexural strength of composite resins used for inlay restorations: effects of different polymerization techniques. [abstract 1508] J Dent Res 2003; 81.

¹De acordo com estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos seguindo base de dados MEDLINE.

Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. J Am Dent Assoc 1995;126(9):1280-6.

Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials 1991;12(8):737-40.

Cesar PF, Miranda WG Jr, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. J Prosthet Dent 2001;86(3):289-96.

Chaabane P, Wigren S. Veneering composites for dental indirect restorations. [Masters Thesis] 2003.

Chaabane P, Wigrein S, Zappini G. Flexural properties of indirect resin composites after aging. [abstract 2852] J Dent Res 2004; 82.

Chalifoux PR. Treatment considerations for posterior laboratory-fabricated composite resin restorations. Pract Periodontics Aesthet Dent 1998;10(8):969-78; quiz 980.

Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res 1990;69(3):852-6.

Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. J Oral Rehabil 1990;17(5):487-94.

Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. J Dent Res 1997;76(7):1405-11.

Cook WD, Johansson M. The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin. J Biomed Mater Res 1987;21(8):979-89.

Corrêa IC. Influência das dimensões dos espécimes e tratamento térmico pós-ativação na resistência a flexão de uma resina composta.[Tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Covington JS, McBride MA. The autoclaved composite inlay--a useful office-produced restoration. J Tenn Dent Assoc 1990;70(3):10-3.

Craig R. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 2002.

De Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater 1990;6(4):266-70.

DeWald JP, Ferracane J. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J Dent Res 1987;66:727-30.

Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent 2000;83(2):166-70.

Ellakwa A, Sherata SA, Marquis P. Influence of veneering composite composition on the efficacy of fiber-reinforced restorations (FRR). Oper Dent 2001;26:467-75.

Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. Am J Dent 1993;6(5):222-4.

Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. Dent Mater 1987;3(1):19-25.

Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci 1995;103(5):322-6.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1985;1(1):11-4.

Ferracane JL. Evaluation of leachable components from composites. J Oral Rehabil 1994;21(4):441-52.

Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. Dent Mater 1992;8(5):290-5.

Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. Dent Mater 1986;2(2):80-4.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. J Biomed Mater Res 1998;42(3):465-72.

Ferracane JL, Greener GH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986; 20(1):121-31.

Freiberg RS, Ferracane JL. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am J Dent* 1998;11(5): 214-8.

Ghulman M, Nathanson D . Mechanical properties and wear behavior of indirect composite resins. *J Dent Res* 2003:287-92.

Gohring T, Gallo L, Luthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater* 2005.

Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996;27(2):129-35.

Gregory WA, Berry S, Duke E, Dennison JB. Physical properties and repair bond strength of direct and indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):406-11.

Hinoura K, Aoshima Y, Iwano K, Onose H, Moore BK. Effect of die material hue and value on polymerization of indirect resin inlays. *Int J Prosthodont* 1993;6(3):255-8.

Hirabayashi S, Hood JA, Hirasawa T. The extent of polymerization of Class II light-cured composite resin restorations; effects of incremental placement technique, exposure time and heating for resin inlays. *Dent Mater J* 1993;12(2):159-70.

Huysmana M-CDNJM, Van der Varst PGT, Lautenschlager EP, Monaghan P. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. *Dent Mater* 1996;12:116-120.

Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater* 2003;19(5):393-8.

Kandil SH, Kamar AA, Shaaban SA, Taymour NM, Morsi SE. Effect of temperature and ageing on the mechanical properties of dental polymeric composite materials. *Biomaterials* 1989;10(8):540-4.

Kildal KK, Ruyter I. How different curing methods affect mechanical properties of composites for inlays when tested in dry and wet conditions. *Eur J Oral Sci* 1997;105:353-61.

Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont* 1999;12(5):432-8.

Koumetas N. Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials. [Tese de doutorado]. Eberhard-Karls, 2005.

Leinfelder K. New developments in composite resins. Interview by Phillip Bonner. *Dent Today* 1997;16(4):44, 46-7.

Li J, Nicander I, Von Beetzen M, Sundstrom F. Influence of paste temperature at curing on conversion rate and bending strength of light-cured dental composites. *J Oral Rehabil* 1996;23(5):298-301.

Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985;64(12):1396-401.

Loguercio AD, Reis A, Poskus LT, Rodrigues FLE, Busato ALS, Bauer JRO. Avaliação de propriedades mecânicas de diferentes resinas compostas. *Rev Bras Odontol* 2001;58:382-5.

Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA. Time-temperature profiles of post-cure composite ovens. *Gen Dent* 1998;46(1):79-83.

Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA, Caughman WF, Schuster GS, Lefebvre CA, Gardner FM. Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite. *J Dent Res* 1998;77(2):426-31.

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001;85(4):386-95.

McCabe M. Developments in composite resins. *Br Dent J* 1984;157:440-4.

Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10(4):423-31; quiz 432.

Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti AR. A comparison of microhardness of indirect composite restorative materials. *J Appl Oral Sci* 2003;11:157-61.

Mszyca A, Bui V. Physical properties of two indirect composite resins and an experimental resin. [abstract 1664]. *J Dent Res* 2003; 82.

Nash RW. Processed composite resin--a versatile restorative material. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(2):142-4, 146, 148 passim.

Neves AD, Discacciati J, Oréfice RL, Jansen, WC. Correlação entre grau de conversão, microdureza e conteúdo inorgânico de compósitos. *Pesqui Odont Bras* 2002;16(4):349-54.

Noack MJ, Roulet JF. Tooth-colored inlays. *Curr Opin Dent* 1991;1(2):172-8.

Oysaed H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1986;20(2):261-71.

Park SH. Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *J Prosthet Dent* 1996;76(6):613-8.

Park SH, Lee CS. The difference in degree of conversion between light-cured and additional heat-cured composites. *Oper Dent* 1996;21(5):213-7.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Mechanical properties of three composite resins for the inlay/onlay technique. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):322-4.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of temperature and duration of post-cure on selected mechanical properties of resin composites containing carboxylic anhydrides. *Scand J Dent Res* 1992;100(5):296-8.

Phillips AK. *Dental materials*. London: Elsevier; 2003.

Powers JM, Smith LT, Eldiwany M, Ladd GD. Effects of post-curing on mechanical properties of a composite. *Am J Dent* 1993;6(5):232-4.

Razak AA, Harrison A. The optimum curing cycle for a light- and heat-cured composite inlay material. *J Oral Rehabil* 1997;24(4):297-302.

Reinhardt JW, Boyer DB, Stephens NH. Effects of secondary curing on indirect posterior composite resins. *Oper Dent* 1994;19(6):217-20.

Reinhardt KJ. Unconverted double bonds and interface phenomena in composite materials. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991;46(3):204-8.

Reinhardt KJ, Smolka R. Posterior acrylics--filling or inlay? *Dtsch Zahnarztl Z* 1988;43(8):909-13.

Rosentritt M, Gröger G, Behr M, Handel G. Dynamic mechanical analysis of dental composites. J Dent Res 2004;

Rosentritt M, Penzkofer M, Behr M, Handel G. In vitro wear of dental materials after occlusal and lateral loading in an artificial mouth. [abstract 1289] 2003;J Dent Res; 81.

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. Compend Contin Educ Dent (Suppl):1999, (25):S4-15; quiz S73.

Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. Dent Mater 1997;13(6):360-4.

Ruyter IE. Types of resin-based inlay materials and their properties. Int Dent J 1992;42(3):139-44.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. Crit Rev Oral Biol Med 2001;12(2):136-51.

Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. J Prosthet Dent 1999;82(4):391-7.

Schulze KA, Tinschert J, Marshall SJ, Marshall GW. Spectroscopic analysis of polymer-ceramic dental composites after accelerated aging. Int J Prosthodont 2003;16(4):355-61.

Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. J Prosthet Dent 2002;88(4):431-6.

Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light-activated resins--depth of cure. J Am Dent Assoc 1983;106(5):634-7.

Takeshige F, Kinomoto Y, Torii M. Additional heat-curing of light-cured composite resin for inlay restoration. J Osaka Univ Dent Sch 1995;35:59-66.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. J Oral Rehabil 1998;25(5):358-64.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Effectiveness of polymerization of a prosthetic composite using three polymerization systems. *J Prosthet Dent* 1999;82(3):336-40.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *J Oral Rehabil* 2000a;27(4):288-93.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent* 2000b;84(1):93-7.

Taylor DF, Kalachandra S, Sankarapandian M, McGrath JE. Relationship between filler and matrix resin characteristics and the properties of uncured composite pastes. *Biomaterials* 1998;19(1-3):197-204.

Terry DA, Touati B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13(1):51-8; quiz 60.

Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996;8(7):657-66; quiz 668.

Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent* 1997;9(3):108-18.

Uçtaşı S, Wilson HJ, Zaimoglu L. Variables affecting the fracture toughness of resin-based inlay/onlay systems. *J Oral Rehabil* 1993;20(4):423-31.

Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995;23(3):183-9.

Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent* 2000;28(6):375-82.

Watts D. Composite inlay system: material, properties and design. *J Dent* 1990;18:69-73.

Wendt SL, Jr. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int* 1987a; 18(4):265-71.

Wendt SL, Jr. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. *Quintessence Int* 1987b;18(5):351-6.

Wendt SL, Jr., Leinfelder KF. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. J Am Dent Assoc 1990;120(2):177-81.

Wigren S, Zappini G. Wear and mechanical properties of indirect resin composites.[abstract 2853] J Dent Res 2004;82.

Wilson MA, Norman RD. An investigation into the incidence of voids in indirect composite inlays formed using different packing techniques. J Dent 1991;19(5):296-300.

Xu HH, Martin TA, Antonucci JM, Eichmiller FC. Ceramic whisker reinforcement of dental resin composites. J Dent Res 1999;78(2):706-12.

Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC. Whisker-reinforced dental core buildup composites: effect of filler level on mechanical properties. J Biomed Mater Res 2000a;52(4):812-8.

Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Indentation modulus and hardness of whisker-reinforced heat-cured dental resin composites. Dent Mater 2000b;16(4):248-54.

Zhao D, Botsis J, Drummond JL. Fracture studies of selected dental restorative composites. Dent Mater 1997;13(3):198-207.

ANEXO 1

Análise de Variância. Variável dependente: FLEXÃO

Fatores	Media dos quadrados	Quadrado medio	F	Significancia
Corrected Model	747655,354	25781,219	32,541	,000
Intercept	9211088,897	9211088,897	11626,228	,000
RESINA	633953,097	70439,233	88,908	,000
COR	2534,333	1267,167	1,599	,203
RESINA * COR	111167,925	6175,996	7,795	,000
Erro	332752,576	792,268		
Total	10291496,827			
Total corrigido	1080407,930			

a R Squared = ,692 (Adjusted R Squared = ,671)

Variável dependente: DUREZA

Fatores	Soma dos quadrados	Quadrado medio	F	Significancia
Corrected Model	248139,027	8556,518	975,846	,000
Intercept	607226,979	607226,979	69252,498	,000
RESINA	228819,147	25424,350	2899,574	,000
COR	3028,220	1514,110	172,680	,000
RESINA * COR	16291,660	905,092	103,223	,000
Erro	3682,688	8,768		
Total	859048,693			
Total corrigido	251821,714			

a R Squared = ,985 (Adjusted R Squared = ,984)

Variável dependente: GRAU DE CONVERSAO

Fatores	Soma dos quadrados	Quadrados medios	F	Significancia
Corrected Model	29147,163	1005,075	95,132	,000
Intercept	545990,207	545990,207	51678,654	,000
RESIN	26702,337	2966,926	280,823	,000
CORR	158,420	79,210	7,497	,001
RESIN * CORR	2286,406	127,023	12,023	,000
Erro	633,906	10,565		
Total	575771,276			