

SÉRGIO MORAES DE SOUZA

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE PÓS-POLIMERIZAÇÃO SOBRE
PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS DE
RESINA COMPOSTA**

Florianópolis
2003

SÉRGIO MORAES DE SOUZA

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE PÓS-POLIMERIZAÇÃO SOBRE
PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS DE
RESINA COMPOSTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Élito Araújo

Co-Orientador: Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada

Florianópolis
2003

SÉRGIO MORAES DE SOUZA

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE PÓS-POLIMERIZAÇÃO SOBRE
PROPRIEDADES MECÂNICAS DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS DE
RESINA COMPOSTA**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA, e aprovada em sua forma final pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 2 de dezembro de 2003.

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Élito Araújo
Orientador

Profa. Dra. Margareth Oda
Membro

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Membro

*Aos meus filhos **Samia e Gabriel** pela
compreensão de minha ausência e
inspiração para realização dessa tarefa e ao
Ronaldo como uma nova fonte de energia.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Á Deus, que me conduziu até aqui.

Ao meu pai Olavo, exemplo de honradez e dedicação profissional.

A minha mulher e companheira Camila, pelo carinho e apoio incondicional.

A Isa pela sua meiga participação nessa jornada.

AGRADECIMENTOS

Ao amigo **Professor Dr. Luiz Narciso Baratieri** meu ídolo profissional.

Ao **Professor Dr. Élito Araújo** sempre disponível para orientação desse trabalho, me conduzindo de maneira confiante para sua concretização. A quem aprendi a admirar e respeitar. Meu muito obrigado.

Ao **Professor Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada** pelo constante apoio para realização desse trabalho, e exemplo de dedicação às causas da Odontologia.

Ao **Professor Dr. Sylvio Monteiro Junior** que pelo seus conhecimentos e sua visão científica crítica, muito colaborou para confiabilidade da pesquisa.

Ao **Professor Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira** pelo exemplo de sabedoria e simplicidade.

Aos **meus irmãos Flávia, Alzira, Alcyr, Olavo, Ronaldo (In memoria), Cláudia e André** que sempre me incentivaram e me apoiaram na profissão.

Ao meu técnico e irmão **André** que abraçou a carreira e é hoje orgulho para a Odontologia Paraense.

Aos **meus colegas de mestrado**, Paula, Renata, Fabiano Marson, Isana, Saulo, Fabiano Araújo, Luis, Danilo e Beatriz. Muito obrigado pela amizade, incentivo e companheirismo. Valeu!

Muito obrigado a **Paula, Renata, Fabiano Marson e Isana** pelo exemplo de dedicação e prestatividade.

Aos funcionários do departamento de Dentística da UFSC em especial a **Senhora Lea, Senhora Talita e Richard** pela solicitude ao qual sempre prestaram a mim.

SOUZA, S. M. **Influência do método de pós-polimerização nas propriedades mecânicas de restaurações indiretas de resina composta.** 2003. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O estudo, *in vitro*, avaliou a influência do método de pós-polimerização nas propriedades mecânicas de resina composta. Foram confeccionados 180 espécimes de resina composta, 90 para o teste de resistência à tração (20mm X 4mm) e 90 para o teste de microdureza (5mm X 3mm). Os corpos de prova foram distribuídos em 18 grupos com 10 espécimes cada: Grupo 1 (G1) – polimerização inicial (PI) com LED, sem polimerização complementar (PC); Grupo 2 (G2) - PI com LED e PC em autoclave 45min; Grupo 3 (G3)– PI com LED e PC em estufa por 10min à 160°C; Grupo 4 (G4)– PI com LED e PC em estufa por 5min à 160°C; Grupo 5 (G5)– PI com LED e PC em microondas por 1min; Grupo 6 (G6)– PI com LED e PC em microondas por 2min; Grupo 7 (G7)– PI com LED e PC na água em ebulição por 10min; Grupo 8 (G8)– PI com LED e PC com a unidade de fotoativação UniXS por 180s e Grupo 9 (G9)– PI com UniXS por 90s e PC com UniXS por 180s. Os oito primeiros grupos foram realizados com a resina composta microhíbrida e o nono grupo com uma resina composta para uso indireto. Após a mensuração da dureza de superfície no microdurômetro e análise estatística, obteve-se os seguintes valores médios em ordem decrescente de dureza Knoop: G2-109,5; G4-107,6; G1-104,4; G3-103,5; G6-103,1; G5-98,9; G7-96,8; G8-95,8 e G9-60,2. Em relação ao teste de tração realizado na máquina universal Instron 4444, os valores das médias (N) foram: G1-468,1; G2-467,8; G3-464,9; G4-440,6; G5-494,6; G6-495,3; G7-529,5; G8- 557,6 e G9-476,5. Conclui-se que os maiores valores de microdureza alcançados, foram com o calor proveniente da autoclave por 45min, da estufa 5min e da polimerização apenas com LED, entretanto sem diferença estatisticamente significativa entre eles. E o grupo constituído pelo ArtGlass apresentou o menor valor de dureza. No teste de resistência à tração não houve diferença significativa entre os grupos estudados.

Palavras-chave: Resina composta. Pós-polimerização. Propriedades mecânicas.

SOUZA, S. M. **Influência do método de pós-polimerização nas propriedades mecânicas de restaurações indiretas de resina composta.** 2003. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

This in vitro study evaluated the influence of post-curing method on mechanical properties of composite resins. One hundred and eight specimens of composite resin were fabricated, 90 specimens (20 x 4 mm) for ultimate tensile strength (UTS) and 90 specimens (5 x 3 mm) for hardness test (Knoop Hardness Number, KHN), and distributed in 18 groups (n=10) (9 groups for hardness test and other 9 groups for UTS test). The groups were treated in this manner: Group 1 (G1) – composite resin Z250 (3M ESPE, Saint Paul, USA) initially light-cured (IP) with LED (Elipar Free Light, 3M ESPE, Saint Paul, USA), without post-curing (PC); Group 2 (G2) - Z250, IP with LED and PC in autoclave for 45 min; Group 3 (G3) - Z250, IP with LED and PC in dry oven for 10 min at 160° C; Group 4 (G4) - Z250, IP with LED and PC in dry oven for 5 min at 160° C; Group 5 (G5) - Z250, IP with LED and PC in microwave oven for 1 min; Group 6 (G6) - Z250, IP with LED and PC in microwave oven for 2 min; Group 7 (G7) - Z250, IP with LED and PC in boiling water for 10 min; Group 8 (G8) - Z250, IP with LED and PC with UniXS light box (Heraeus Kulzer, Germany) for 180s and Group 9 (G9) - Artglass (Heraeus Kulzer, Germany) IP with UniXS for 90s and PC with UniXS for 180s. After determination of KHN with the use of a hardness tester (Shimadzu) the mean values obtained were: G2 - 109.5; G4 - 107.6; G1 - 104.4; G3 - 103.5; G6 - 103.1; G5 - 98.9; G7 - 96.8; G8 - 95.8 and G9 - 60.2. Tensile strength testing was performed in the universal testing machine (Instron, Model 4444, Instron Corp., Canton, USA) and the mean values (N) were: G1 - 468.1; G2 - 467.8; G3 - 464.9; G4 - 440.6; G5 - 494.6; G6 - 495.3; G7 - 529.5; G8 - 557.6 and G9 - 476.5. It was concluded that the higher values of micro-hardness were achieved with autoclave for 45 min, and dry-heat oven for 5min with polymerization with LED, without statistically significant difference between them. However, the ArtGlass group exhibited lower Knoop Hardness Number. Tensile strength testing has showed no significant differences among the studied groups.

Key-words: Composite resin; Post-curing; Mechanical properties.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A – Resina Filtek Z250.....	52
Figura 1B – Resina ArtGlass.....	52
Figura 2A – Aparelho fotopolimerizador LED – Elipar Free Light.....	53
Figura 2B – Unidade fotopolimerizadora UniXS.....	53
Figura 3A – Autoclave.....	53
Figura 3B – Estufa.....	53
Figura 3C – Microondas.....	54
Figura 3D – Panela com água em ebulição.....	54
Figura 4 – Corpo de prova utilizado no teste de resistência à tração.....	55
Figura 5A – Base do aparato metálico utilizado para obtenção dos corpos de prova para o teste de tração.....	56
Figura 5B – Matriz com as partes separadas.....	56
Figura 5C – Matriz montada.....	56
Figura 5D – Matriz adaptada à base do aparelho.....	56
Figura 6 – Desenho esquemático com as medidas do corpo de prova.....	57
Figura 7 – Espécimes armazenados em saco plástico com água destilada dentro de estufa a 37°C.....	59
Figura 8A – Máquina Instron.....	63
Figura 8B – Peças metálicas.....	63
Figura 8C – Espécime posicionado nas peças metálicas.....	63

Figura 9 – Matriz utilizada para obtenção dos corpos de prova para o teste de microdureza e corpo de prova finalizado com suas medidas.	65
Figura 10 – Resina epóxi e tubos de PVC.....	65
Figura 11A – Blocos em resina epóxi contendo espécimes de RC para o teste de microdureza.	66
Figura 11B – Vista em detalhe dos espécimes incluídos.....	66
Figura 12A – Lixas para acabamento e polimento dos corpos de prova para o teste de microdureza superficial.	67
Figura 12B – Detalhe do polimento sendo executado.....	67
Figura 13 – Aparelho utilizado para o banho ultra-sônico dos espécimes.	67
Figura 14A – Aparelho utilizado para prensagem.....	69
Figura 14B – Microdurômetro.....	69
Figura 15 – Vista em detalhe do nivelamento dos espécimes.	69
Figura 16- Detalhe do Edentador Knoop.....	70
Figura 17 – Visualização da edentação Knoop.	70

LISTAS DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ADA	-	American Dental Association (Associação Dentária Americana)
ANOVA	-	Análise de Variância
bis-GMA	-	Bisfenol A. Glicidil Metacrilato
Bis-EMA	-	Bisfenol Ester Metacrilato
Cl	-	Classe
KNH	-	Hardness Knoop (Dureza Knoop)
LED	-	Light Emitting Diode (Diodo Emissores de Luz)
MOD	-	Mésio-ocluso-distal
MPa	-	MegaPascal
NF	-	Não fornecido
N	-	Newton
TEGDMA	-	Trietileno Glicol Dimetacrilato
UDMA	-	Uretano Dimetacrilato
USA	-	United States of America (Estados Unidos da América do Norte)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	16
3	PROPOSIÇÃO	51
4	MATERIAL E MÉTODOS	52
4.1	OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA PARA TESTE DE TRAÇÃO	55
4.2	METODOLOGIA PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO	57
4.3	DESCRIÇÕES DETALHADAS DA OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE CADA GRUPO PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO	59
4.4	TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	62
4.5	OBTENÇÃO DO CORPO DE PROVA PARA TESTE DE MICRODUREZA	64
4.6	METODOLOGIA UTILIZADA PARA O TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL DA RESINA	68
4.7	TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL	68
5	RESULTADOS	71
5.1	ANÁLISE DESCRITIVA	71
5.2	ANÁLISE INFERENCIAL	73
6	DISCUSSÃO	77
7	CONCLUSÕES	96
	REFERÊNCIAS	97
	APÊNDICES	101

1 INTRODUÇÃO

A escolha de materiais para restaurações dentárias deve ser baseada, principalmente em suas propriedades, pois, dessa forma, pode se fazer um uso mais apropriado nas diversas e desafiantes situações clínicas.

A dureza de superfície e a resistência à tração, são duas dessas propriedades dos materiais que estão relacionadas com o desgaste e a fratura, respectivamente, e por isso tem grande importância quando da escolha e uso para restaurações de dentes posteriores.

Na região posterior da arcada dentária, há uma grande intensidade de carga mastigatória (em torno de três vezes mais do que na região anterior), fazendo com que haja uma exigência maior para com os materiais restauradores destinados a essa região, a fim de que eles, suportem a atrição com os alimentos durante o ato mastigatório sem se desgastarem, fraturarem, ou ambos.

Se a dureza dos materiais restauradores for inferior a dos dentes com os quais ocluem, ocasiona a esse material um desgaste precoce, o que leva a uma alteração na oclusão, podendo comprometer a eficiência da função mastigatória, além de permitir a formação de defeitos na margem dente/restauração devido ao desnível provocado por esse desgaste.

Materiais com baixa resistência a tração podem favorecer a fratura, levando a perda de função, dor, sensibilidade e cárie secundária, além de expor ao risco iminente de fraturar também o remanescente dental.

Dentre as propriedades importantes para construção de restaurações tipo inlay/onlay destacam-se: a dureza e a resistência à tração. As resinas compostas podem preencher perfeitamente essas exigências em relação às propriedades de maneira satisfatória, desde que sua manipulação e polimerização, sejam executadas adequadamente.

Um dos métodos que tem sido relatado por vários autores (LUTZ et al., 1984; FERRACANE, 1985; WENDT_{a,b}, 1987; COVEY; TAHANEY; DAVENPORT, 1992; KHAN et al., 1993; MARAIS et al., 1999; TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA_c 2000) para aumentar a dureza e resistência à tração, é submeter as resinas compostas a um tratamento complementar com calor. O calor pode ser proveniente de varias fontes. As resinas compostas fabricadas especialmente para restaurações indiretas, classificadas como restaurações inlay/onlay geralmente utilizam unidades específicas para esse tratamento com calor. No entanto outras fontes de calor ao alcance da maioria dos clínicos, podem tornar esse tipo de restaurações mais acessíveis, ou seja, utilizar resinas compostas destinadas ao uso direto e tratá-las com calor, através de métodos mais simples, sem a necessidade de utilizar unidades produtoras de calor, específicas para esse fim e, assim melhorar conseqüentemente sua dureza e resistência a fratura.

Assim sendo, esta pesquisa teve por objetivo avaliar a influência da pós-polimerização (tratamento com calor) utilizando diversas fontes, na dureza de superfície e na resistência à tração de uma resina composta comercializada especialmente para uso em restaurações diretas, e compará-la com uma resina composta de laboratório, fabricada e comercializada para confecção de restaurações indiretas.

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

Phillips et al. (1973) após 3 anos de avaliação clínica do comportamento das resinas compostas e amálgama em cavidades de classe II, concluíram que não houve diferenças daqueles registrados em 2 anos. Ressaltaram que a cárie secundária não foi o problema independente do material usado; forma anatômica nas restaurações com amálgama foi mantida e nas restaurações com resina composta foram mais deterioradas. Por outro lado o mesmo nível de adaptação marginal foi mantido ao longo dos 3 anos. Nenhum aumento na descoloração das restaurações de compósito ou em suas margens foram observados neste tempo, embora a maioria das restaurações já mostrara evidências de descolorações nos estudos anteriores.

Lutz et al. (1983) estabeleceram uma classificação e características clínicas para as resinas restauradoras dentais definindo as mesmas como sendo uma combinação tridimensional de pelo menos 2 materiais diferentes quimicamente com um distinto componente interfacial: fase matriz, fase interfacial e fase dispersa. Abordaram também as vantagens dos sistemas fotopolimerizáveis, conteúdo de carga e capacidade de polimento das resinas. Em relação aos componentes, os autores relataram que a principal e mais comum matriz orgânica de todos os compósitos é o Bis-GMA (Bisfenol A Glicidil Metacrilato), UDMA (Uretano diacrilato) e um Bis-GMA modificado sem os grupos hidroxilas. Controladores de viscosidade e inibidores são comumente adicionados para melhorar as propriedades de manipulação. A fase de superfície interfacial consiste de um agente de união,

¹ Baseado na NBR 10520: 2002 da ABNT.

comumente um organo-silano conectando a matriz orgânica e as partículas inorgânicas ou um adesivo co-polimérico ou homopolimérico. A fase dispersa constituída de partículas inorgânicas tem seu sistema de classificação baseado no tamanho das partículas de carga em: 1) Macropartículas tradicionais que consiste de quartzo, vidro, borosilicato ou cerâmica com grânulos na média de 0,1 a 100 μm ; 2) Micropartículas (Sílica pirogênica) com tamanho médio das partículas de 0,04 μm e uma tendência para usar partículas um pouco maiores de sílica pirogênica em torno de 0,05 a 0,10 μm ; 3) Complexas baseadas em micropartículas podendo ser: prepolímero (polimerizada por calor) constituída da mistura pulverizada de sílica pirogênica com sistema de resina em forma de farpas com tamanho médio das partículas de 1 a 150 ou 200 μm e pode ser chamada de “lascas prepolimerizadas de micropartículas complexas”; partículas prepolimerizadas esféricas com tamanho médio do diâmetro das esferas de 20 a 30 μm ; e micropartículas complexas aglomeradas com tamanho de 1 a 25 μm de partículas aglomeradas artificialmente. Em relação às vantagens dos sistemas fotopolimerizáveis os autores afirmaram que esse método oferece uma cura mais rápida e mais completa com menos porosidade; adequado tempo de trabalho para restaurações mais complexas e otimização da qualidade da restauração como na cor, translucência, opacidade e morfologia devido a conveniência da técnica incremental. E, finalmente alegaram que as restaurações com resina apresentam um polimento como o esmalte em certas condições clínicas utilizando agentes de polimento e instrumentais adequados.

Lutz et al. (1984) investigaram o desgaste de 7 resinas compostas medidos quantitativamente, *in vivo*, e, *in vitro*: a influência do tamanho da cavidade no desgaste clínico, analisar o impacto do sistema de polimerização sobre o desgaste e determinar o grau de correlação entre os desgastes. Os materiais utilizados foram: Dispersalloy (Amálgama-controle); Estic microfill polimerizado por calor; Durafill fotopolimerizável; Estic microfill; Silar; P10; B21 e Iso-Ex todos quimicamente polimerizados. Os autores obtiveram os

seguintes resultado: há um aumento na perda de substância na área de contato oclusal, com aumento do tamanho da restauração e uma superioridade do amálgama sobre todos os compósitos testados em relação ao desgaste. Em relação ao desgaste da área oclusal o compósito microfill polimerizado por calor mostrou ser superior ao fotopolimerizável que por sua vez foi superior ao quimicamente ativado. Excluindo o compósito híbrido P10 uma alta relação foi encontrada entre o resultado, *in vivo*, e, *in vitro*, pois com o compósito microparticulado e com o amálgama um modelo característico de desgaste de abrasão de 2 corpos foi produzido, *in vitro*. Nenhum dos compósitos testados poderia agir como um substituto do amálgama para uso em restaurações de dentes posterior em área de grandes esforços.

Li et al. (1985) investigaram os efeitos do nível de partículas de carga sobre algumas propriedades de 2 resinas compostas experimentais. Cada um dos materiais foi carregado com diferentes tamanhos de partículas. Uma série tinha o tamanho das partículas de carga de 2 μ m com 20%, 40%, 45%, 50% e 53% em volume. A segunda série continha partículas de 15 μ m em quantidade de 20%, 40%, 50%, 60% e 65% em volume. As propriedades examinadas foram a profundidade de polimerização; dureza, sorção de água, resistência compressiva, comportamento da curva, estresse, deformação sob lenta compressão, abrasão de escovação e desgaste de 2 corpos com hidroxiapatita sintética. A análise dos dados indicou que o aumento da carga resultou em aumento da dureza resistência a compressão e rigidez e diminuição da sorção de água. Também há uma ligeira tendência em direção ao aumento da profundidade de cura. A incorporação de partícula de carga de 2 μ m diminuiu a resistência abrasiva de escovação quando comparado com resina sem carga, enquanto a adição de partículas de 15 μ m aumentou a resistência. Todas as resinas carregadas exibiram um significado aumento na resistência ao desgaste por hidroxiapatita quando comparados com resina sem carga. Há uma tendência para aumentar o desgaste com o aumento do nível de carga. Concluíram que o

tamanho da partícula parece ter uma moderada influência nas propriedades. As resinas com partículas de 2 μ m parecem ter propriedades inferiores em termos de profundidade de polimerização, resistência compressiva, sorção de água e resistência a abrasão por escovação em relação as de 15 μ m. As propriedades que foram menos afetadas pelo tamanho das partículas foram dureza e desgaste por hidroxiapatita.

Joynt et al. (1987) pesquisaram a possibilidade das resinas compostas posteriores substituírem a restauração de amálgama de prata ou restaurações metálicas fundidas, devido às melhorias de propriedades, como o sistema de fotoativação e resistência ao desgaste oclusal. Estudaram comparativamente o efeito destas restaurações na resistência a fratura de dentes posteriores comprometidos estruturalmente. Em suas comparações utilizaram grupos de dentes íntegros; cavidades mesio-ocluso-distal preparadas, restauradas com amálgama de prata e com resina composta, com ou sem bisel no ângulo cavosuperficial. Em seu resultado encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os dentes íntegros e preparados; sem diferenças significantes entre as restaurações com amálgama de prata e resina composta, com ou sem bisel. Concluíram que o dente preparado reduz significativamente sua resistência à fratura. Justificaram seus resultados em relação à resina composta, devido ao fato de que a colocação do material na cavidade, não foi executada pelo método incremental, ou seja, em camadas.

Wendt (1987a) estudou o efeito do calor seco usado como polimerização secundária sobre as propriedades físicas (resistência a tração diametral, resistência compressiva e estabilidade dimensional marginal) de 3 resinas compostas. As resinas compostas utilizadas foram: uma híbrida fotopolimerizada: Profile TLC (S.S. White Co) e duas fotopolimerizadas fabricadas para restaurações posteriores: P30 (3M Dental Products Div) e Occlusin (Coe Laboratories, Inc). Todas foram comparadas entre si com e sem aplicação de calor após a polimerização inicial com luz em uma unidade fotopolimerizadora COE-Lite (Coe

Laboratories). O calor foi aplicado em um forno (Ney-Barkmeier) durante 10min nas temperaturas de 60°C, 100°C, 125°C, 150°C, 175°C e 200°C. As resinas foram também comparadas com o amálgama. Todos os espécimes de resina composta e os de amálgama (Tytin – S.S. White) foram testados em uma máquina universal de testes (Instron Corp.) para determinação da resistência a tração diametral e resistência compressiva, e para avaliar a estabilidade dimensional marginal foi utilizado um microscópio estereoscópico. Os resultados foram examinados usando a análise de variância (ANOVA) e o teste de Student-Newman-Keuls. O autor concluiu que o uso do calor como método de polimerização secundária aumentou a resistência à tração diametral dos compósitos testados; a resistência compressiva das resinas testadas não aumentou ou diminuiu; a adição deste não fez com que o material se tornasse mais frágil na maioria dos casos. Houve variação na contração do *inlay* MOD de resina composta após a aplicação do calor e isso pode ser atribuído a matriz da resina, ao volume de carga e ao tamanho das partículas e não a mudanças de temperatura.

Wendt (1987b) realizou um outro estudo com a finalidade de testar o efeito do calor como polimerização secundária sobre as propriedades físicas de desgaste, dureza e estabilidade de cor das resinas compostas. Os mesmos compósitos do estudo anterior (Profile TLC, P-30 e Occlusin) foram testados com e sem aplicação de calor após a cura inicial. A quantidade de desgaste e dureza foram analisadas comparando com a de um material conhecido como o amálgama. A dureza de superfície foi obtida utilizando a escala Rockwell 45T com um testador de dureza Officine (Galileo Corp). O desgaste foi testado em um *Taber Abraser* (Teledyne Taber). A avaliação da estabilidade de cor foi feita de acordo com as especificações nº 27 da American Dental Association (ADA), pela análise subjetiva de 2 observadores. Para o teste de dureza e de desgaste, 70 espécimes de compósitos foram preparados em uma matriz metálica com 3mm de espessura por 6mm de diâmetro. Dez espécimes de cada compósito foram polimerizados com a unidade COE-Lite (Coe

Laboratories) e colocados em água a 37°C por 15min no lugar do calor. Os outros 60 espécimes de cada resina composta foram divididos dentro de 6 grupos e submetidos ao calor seco em um forno (Ney- Barkmeyer) por 10min começando 5min após o início da fotoativação. Os grupos individuais foram submetidos a temperatura de 60°, 100°, 125°, 150°, 175° e 200°C. Trinta espécimes do amalgama Tyntin (S.S.White) foram preparados de acordo com as especificações nº 1 da ADA. Os espécimes obtidos foram polidos com lixa de papel com granulação de óxido de alumínio de 240. Antes de iniciar, 3 medidas foram feitas em cada espécime para determinar a largura e profundidade. A média dessas medidas foram registradas para usar na determinação da perda do material por desgaste. Cada espécime foi então testado. A carga inicial utilizada foi de 10kg e maior de 45kg no testador da Galileo. Após as medidas de dureza cada espécime foi submetido a um aparelho simulador de abrasão com 2000, 5000 e 10.000 ciclos usando uma roda de carborundum de abrasividade moderada. As amostras foram medidas novamente ao final dos ciclos e subtraído da dimensão original para determinar a perda devido ao mecanismo de abrasão. Dos resultados obtidos o autor concluiu que as propriedades físicas de desgaste, dureza e estabilidade de cor podem ser favoravelmente aumentadas pela polimerização secundária com calor, que a temperatura indicada para alcançar as propriedades físicas ótimas é de 125°C.

Hasegawa; Boyer; Chan (1989) afirmaram que em restaurações indiretas com resina composta, os problemas de contração de polimerização e infiltração marginal (especialmente nas margens cervicais) são minimizados, uma vez que essa contração ocorre apenas em uma fina camada de cimento que é polimerizada na boca, ao invés de um volume substancial de resina composta.

Wendt (1989) realizou um estudo onde utilizou calor seco como método de polimerização secundária de resinas compostas fotopolimerizáveis variando o tempo na aplicação de um calor de 125°C, para avaliar o efeito na resistência tênsil diametral, dureza e

resistência ao desgaste. Utilizou para este estudo os compósitos: Profile TLC (S.S. White), P30 (3M Dental Products Div) e Occlusin (Coe Laboratories, In). Setenta amostras de cada compósito foram confeccionadas de acordo com as especificações nº 27 da ADA. A resistência tênsil diametral foi testada na máquina de teste Instron Universal (Instron Corp.) e a dureza no testador de Officine Galeleo (Galeleo Corp). Sessenta amostras foram divididas em 6 grupos de 10 cada que foram submetidas ao calor seco em um forno termopolimerizável da Ney (Ney-Barkmeier) a 125°C nos tempos de 2,5; 5; 7,5; 10 e 15min. As últimas 10 amostras foram apenas fotocuradas e armazenadas em água destilada a 37°C por 15min antes dos testes e representavam o grupo controle. Concluiu que a resistência tênsil diametral dos compósitos e a dureza de superfície podem ser significativamente aumentadas com calor a temperatura de 125°C; e que não houve diferenças estatisticamente significantes na duração do calor aplicado para ambos os testes. Concluiu também que o tempo de 7,5min foi o ideal para alcançar uma melhor resistência ao desgaste uma vez que acima deste não houve maiores alterações nas propriedades físicas e mecânicas estudadas.

Kanka III (1989) relatou o efeito do calor seco sobre a dureza de superfície de 3 resinas compostas fotoativadas. As resinas testadas foram P50 (3M Dental Products Div), Silux (3M Dental Products Div), Herculite XR (Kerr Sybron Corp), Heliomolar Radiopaque (Vivadent Inc). A fonte de calor usada foi um forno de torradeira a temperatura de 130°C e um forno da Coltene calor-luz (Coltene Corp). A resina preencheu um molde de plástico branco com uma abertura de 2mm de profundidade e 7mm de diâmetro. O molde foi colocado sobre uma tira de matriz transparente e esta, sobre uma lamina de vidro. O molde tinha um ligeiro excesso de resina e no seu topo foi colocada a segunda tira de matriz transparente e sobre ela uma outra lamina de vidro de laboratório. Uma ligeira pressão foi exercida sobre essa lâmina para promover a extrusão dos excessos de resina. Essa segunda lamina foi então removida e a amostra foi exposta à unidade de luz visível por 40s a uma distância de 2mm.

Para testar o efeito da profundidade, do tempo e do calor sobre a dureza da superfície das resinas, as amostras foram colocadas no forno de torradeira por 2,5; 5,0 e 7,5min. Para testar o efeito de 2 diferentes fontes de calor as amostras foram colocadas no forno Coltene calor-luz (Coltene Inc) e no forno de torradeira e diferenças na dureza foram comparadas. Para simular condições, *in vivo*, amostras foram colocadas em um incubador a 100% de umidade no escuro a 37°C. Leitura de dureza foi tomada no tempo de 0, 5min, 1h, 24h e 7 dias. Como controle amostras foram deixadas em temperatura ambiente (23°C) em ambiente escuro e leituras de dureza foram tomadas no mesmo intervalo de tempo. Cinco amostras de cada resina foram fabricadas para cada variável de cada uma das condições testadas. Três leituras foram realizadas na superfície de cada amostra em pontos equidistantes através do raio da amostra. O Barcol impressor (Barber Coleman Co) foi usado para obter as leituras. Os testes ANOVA e Student-Newman-Keuls mostraram não haver diferenças estatisticamente significativas na dureza entre os grupos 2,5; 5,0 e 7,5min; o teste de análise *Student's t* mostrou que não há diferenças estatisticamente significativas entre as 2 fontes de calor na dureza final das resinas, e também no meio de armazenagem em água a 37°C ou a temperatura ambiente em qualquer dos intervalos de tempo testado. As amostras aquecidas nos fornos alcançaram dureza máxima rapidamente. As amostras não aquecidas levaram 24h para alcançar o mesmo nível e dureza. O autor concluiu que o tratamento com calor não aumentou a dureza final, mas acelera bastante a taxa de polimerização da resina. O principal benefício deste tratamento é a estabilidade dimensional que resulta da aplicação do calor.

Wendt e Leinfelder (1990) investigaram o desempenho clínico de restauração inlay de resina composta usando tanto o método direto como o método indireto de avaliação clínica. Sessenta restaurações inlay de resina composta posterior occlusin (Coe, Division of ICI Pharmaceuticals) foram colocadas em preparo cavitário inlay classe I e classe II. Trinta dos inlays consistiam de restaurações com a resina occlusin colocadas em um só incremento que

receberam somente a polimerização por luz intra-oralmente (categoria I) e serviram como controles. As outras 30 restaurações inlays consistiam também da resina composta Occlusin que foram colocadas em um só incremento polimerizadas por luz, e então submetidas a calor seco como método de polimerização secundária (categoria II). Igual número de pré-molares e molares foram distribuídos para cada categoria. O desenho da cavidade consistia de uma preparação para um inlay convencional de ouro com ângulo interno arredondado e bisel na margem gengival. Nenhum bisel oclusal foi feito o que facilitou a observação do desgaste e degradação marginal. Toda a dentina foi coberta com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Bond Radiopaque Base, ESPE GMBS e Co) para proteger o tecido pulpar. Após os procedimentos prévios concluídos inclusive o uso do agente separador (Brilliant DI Separator, Coltene AG), o compósito foi inserido, correta anatomia alcançada e então foi polimerizado com a unidade de polimerização Primetics Lite Light-curing (L.D. Caulk) por um tempo de 60s com a ponta direcionada pela superfície oclusal. Após a remoção da matriz nos casos de classe II uma polimerização pela proximal foi realizada por 40s. Os inlays foram removidos da cavidade e as cavidades preparadas foram atacadas com ácido fosfórico a 37% por 60s, lavadas por 20s com água corrente e secadas minuciosamente com ar. Agente de união foi aplicado no esmalte após a colocação apropriada da matriz, o inlay foi inserido e polimerizado por 60s na oclusal e mais 40s pela vestibular e palatina. A restauração foi polida e checada a oclusão. Na categoria II foram feitas da mesma maneira que a categoria I sendo que antes da fixação final o inlay foi submetido a um tratamento com calor seco em um forno (Ney Thermocure Oven, Ney- Barkmeyer) por 7,5min a 125°C. Foram avaliadas de acordo com os seguintes aspectos: cor, manchamento marginal, adaptação marginal, cárie secundária, desgaste ou perda da forma anatômica e textura superficial. A avaliação indireta foi conduzida após um período de inserção da restauração de 3, 6 e 12 meses através de fotografias e impressões . Após análise estatística de variância os autores concluíram que a resina composta

inlay tratada com calor não mostrou melhor resistência ao desgaste em um período de 12 meses quando comparadas com o inlay somente polimerizada com luz. Outras vantagens, no entanto, foram mostradas como, alívio na sensibilidade pós-operatória, melhor integridade marginal com conseqüente aumento da longevidade da adaptação marginal e possível diminuição do manchamento marginal da restauração, além de que os inlays tratadas com calor apresentaram mais resistência a prováveis recorrências de cárie secundária.

Ruyter (1992) comparou os tipos de materiais de resina composta para restaurações inlays de forma direta e indireta. Afirmou que a composição desses materiais é semelhante e a manipulação e procedimentos de polimerização variam entre os diversos materiais. Alguns sistemas envolvem pré-polimerização dentro da cavidade oral e polimerização final com temperaturas elevadas fora da cavidade oral, outros são somente polimerizados extra-oralmente. A vantagem da técnica de inlay indireta é que a contração de polimerização do compósito ocorre antes da adesão da estrutura do dente. Após a cimentação, portanto, o inlay apresenta boa adaptação marginal. Alguns procedimentos de polimerização para inlays apresentam boa conversão, e o sistema com boa conversão oferecem também melhores propriedades mecânicas do que os equivalentes materiais utilizados na técnica direta. Concluiu que o processo de polimerização secundária com luz e calor ou somente com calor parece introduzir maior estabilidade ao sistema.

Christensen (1992) ponderou a viabilidade de usar restaurações com resina composta em cavidades de classe II, sugerindo alguns conceitos e técnicas para realização dessa categoria de restauração. Assegurou que não se pode subestimar a classe II de resina composta, uma vez que a melhoria nas propriedades mecânicas desses materiais e os avanços nos sistemas adesivos em esmalte/dentina, além de maiores conhecimentos sobre técnica de preparo cavitário e técnica restauradora, aumentaram o uso dos compósitos para dentes posteriores.

Covey; Tahaney; Davenport (1992) investigaram o efeito do tratamento com calor na resistência tênsil diametral de resina composta. Resina compostas foto e quimicamente ativadas foram selecionadas com base no tipo de compósito anterior ou posterior, na composição das partículas, se microparticuladas, híbrida ou de partículas finas. O grupo A consistiu de uma resina composta para anterior microparticulada, Silux Plus (3M Co., St. Paul, Minn.); grupo B, uma anterior de partículas híbrida, Multifil VS (Kulzer & Co., GmbH, Bad Homburg, West Germany); grupo C, uma anterior de partículas finas, PrismaFil (L.D. Caulk Co., Milford, Del); grupo D, uma compósito para posterior microparticulado, Heliomolar (Vivadent, Schaan, Lichtenstein); grupo E, uma para posterior de partículas híbridas, Coltene DI (Coltene AG, Alstatten, Switzerland); grupo F, uma posterior de partícula fina, Ful-Fil (L.D. Caulk Co., Milford, Del); e grupo G, uma resina composta quimicamente ativada de partícula fina para posterior, P-10 (3M Co., St. Paul, Minn). As amostras foram feitas de acordo com as especificações nº 27 da ADA. O molde utilizado reproduziu amostras de 6mm de diâmetro por 3,3mm de altura. O molde foi preenchido com as resinas fotopolimerizadora em 2 incrementos, sendo polimerizados por 40s com a unidade fotopolimerizadora Optilux 50 (Demetron Research Co., Danbury, Conn) cada incremento. A resina composta quimicamente polimerizada foi preparada de acordo com as instruções do fabricante e inserida no molde em um só incremento e concedido o tempo para polimerização de 10min. Depois de concluída a polimerização e removidas do molde as amostras foram polidas com um lixa d'água de papel com 240 de granulação de carbetto de silício, em um polidor automático (Minimet Buehler, Lake Bluff, III), produzindo uma amostra final com 6mm de diâmetro e 3mm de altura. Cinco amostras de cada grupo receberam uma irradiação adicional. No prazo de 10min da fabricação foram colocadas em um forno, Coltene DI 500 (Coltene AG) que produziu uma alta intensidade do bulbo de luz com uma temperatura máxima de 120° C durante um ciclo de 7min. As resinas compostas foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24h antes do

teste. O teste de resistência a tensão diametral foi realizado em uma máquina de teste Instron Universal (Instron Corp., Canton, Mass.), com uma carga contínua de compressão a uma velocidade da cabeça de cruzeta de 0,02 polegadas/min até a fratura. Concluíram, baseado nos resultados que os grupos testados tanto das resinas compostas fotoativadas como das quimicamente ativadas aumentaram a resistência à tensão diametral por meio do tratamento com calor na pós-irradiação em média de 16,6%. A comparação das resinas somente fotopolimerizadas com as tratadas com calor além da fotopolimerização demonstrou um aumento significativo estatisticamente para estas, na resistência à tensão diametral com exceção do grupo B ($p < 0,05$). A diferença entre as fotopolimerizadas e as de partículas finas quimicamente polimerizadas não foram significativas.

Khan et al. (1993) avaliaram o efeito da pós-polimerização com calor sobre as propriedades mecânicas de 3 compósitos fabricados para restaurações tipo inlay (CR Inlay, Estilux Posterior e Brilliant DI) e 3 compósitos para restaurações diretas em dentes posteriores (P -50, Clearfil Photo Posterior e Brilliant Lux). Um grupo foi somente fotocurado de acordo com as recomendações de cada fabricante, enquanto o outro foi tratado com calor a em uma caixa térmica a 100°C por 15min. Espécimes foram preparados para o teste de dureza Knoop inserindo a resina em um molde de metal com 3mm de altura por 6mm de diâmetro cobertos com tiras de celofane e pressionados entre 2 lâminas de vidro, os compósitos foram então curados em uma só direção. Os espécimes foram então lixados com papel de carboneto de silicone e microtecido para assegurar que qualquer camada inibida pelo ar tenha sido removida. Pelo menos 3 espécimes foram feitas para cada compósito. Após armazenagem a 37°C por 24h no ar, leitura de dureza foram feitas sob uma carga de 100g em um testador de microdureza usando o edentador de diamante Knoop. Pelo menos 3 valores de cada superfície (topo e base) foram registrados nos 3 diferentes espécimes. Para determinar a resistência à tração diametral das resinas compostas, amostras foram preparadas de acordo com a

especificação nº 27 da ADA. Amostras com uma altura de 3mm e um diâmetro de 6mm foram preparadas dentro de um molde de aço pela mesma técnica como descrita acima. Três amostras foram preparadas de cada material. Antes do teste, as amostras preparadas foram armazenadas a 37°C para 24h em ar e então levadas em uma máquina de teste universal com uma velocidade de cruzeta de 0,5mm/min. Para o teste de resistência compressiva espécimes cilíndricos de 6mm de altura por 3mm de diâmetro foram preparadas em um molde de aço empregando o mesmo procedimento descrito acima. Polimerização inicial foi executada em ambas as direções. As amostras foram armazenadas a 37°C por 24h em ar e testadas em uma máquina de teste *Autograph* com velocidade de cruzeta de 2mm/min. Pelos resultados, os autores observaram que todos os compósitos testados aumentaram suas propriedades após a polimerização com calor seco. Foi observado um positivo relacionamento entre a percentagem de carga por peso e resistência compressiva. Concluíram confirmando que a pós-polimerização com calor tinha um efeito benéfico sobre as propriedades mecânicas das resinas compostas.

Reinhardt; Boyer; Stephens (1994) compararam as propriedades mecânicas de 5 materiais de resina composta processadas em laboratório que são desenvolvidas para uso em restaurações indiretas posteriores. A primeira parte do estudo comparou as propriedades mecânicas dos materiais entre si, e na segunda parte determinou o nível das mudanças nas propriedades mecânicas após a polimerização secundária. Para a primeira parte do estudo as resinas compostas escolhidas para o teste foram: Brilliant (Coltene/Whaldent Inc, NY 10001), Concept (Ivoclar Vivadent, Ivoclar North América Amherst, NY 14228), CR-Inlay (J Morita USA Inc, Tustin, CA 92680), Herculite XRV Lab (Kerr Manufacturing Co, Romulus, MI 48174) e Visio-Gem (ESPE-Premier Sales Co, Drive Norristown, PA 19404). Estes produtos foram processados de acordo com as instruções dos fabricantes. Dez espécimes (1x4x12mm) de cada produto foram confeccionados em troqueis de gesso. Para todos os produtos exceto o

Concept, uma unidade de luz visível fotopolimerizável (Coltolux II, Coltene), foi utilizada para polimerizar cada espécime por um total de 120s. Em seguida cada espécime foi submetida a uma unidade secundária de processamento. Concept não foi tratado com luz, uma vez que este produto é indicado para ser polimerizado apenas com calor e pressão no laboratório. As outras 4 resinas foram processadas secundariamente por calor e luz (Brilliant); apenas calor (CR-Inlay e Herculite) e luz e vácuo (Visio-Gem). A fonte de calor escolhida neste estudo para a polimerização secundária do Herculite foi água fervente. Após o procedimento secundário os espécimes foram estocados em água destilada a 37°C por 24h, passada as quais foram submetidas aos testes de resistência flexural transversa, cálculo do módulo de elasticidade e dureza Knoop. Para a segunda fase do estudo foram fabricados espécimes idênticos, mas submetidos apenas a fotopolimerização sendo que o Concept ficou fora dessa parte do estudo, pois ele não é fotopolimerizável. Após armazenamento por 24h em água destilada estes espécimes foram testados para resistência flexural e dureza. Como resultado da primeira fase do estudo, análises de variância determinaram diferenças significativas na resistência flexural ($p < 0,0001$), módulo de elasticidade ($p < 0,0001$) e dureza ($p < 0,0024$) entre os produtos. CRInlay foram maiores em todas as propriedades do que os outros produtos, e o que resultou no menor valor de dureza foi o Visio-Gem. Na segunda fase do estudo os fatores ANOVA detectaram diferenças significativas ($p < 0,05$) entre o método de polimerização para resistência flexural, mas não para dureza ou módulo de elasticidade. O procedimento secundário produziu em média um aumento de 11% na resistência flexural.

Adabo; Cruz; Zanarotti (1997) estudaram a influência de diferentes métodos de polimerização complementar sobre a dureza de resinas compostas fotoativadas. Para tanto, foram estudadas a dureza das resinas Charisma e Z-100 polimerizadas sob as seguintes condições: T1-fotopolimerização em aparelho Translux VL (Kulzer) por 60s (Grupo Controle), T2-fotopolimerização como na técnica T1 seguida de complementação em light-

box (Kulzer) acoplado ao aparelho Translux VL onde as peças são submetidas a luz e calor de 110°C a 120°C por 7min e T3-fotopolimerização de acordo com a técnica T1 seguida de complementação em estufa para esterilização (calor seco), a 120°, por 7min. Os resultados mostraram que a resina Charisma apresentou menor dureza que a Z-100 e que a complementação da polimerização aumentou a dureza das resinas, independentemente da técnica (light-box ou estufa) podendo a primeira ser indicada na substituição da segunda.

Touati e Aidan (1997) escreveram um artigo com o objetivo de apresentar as propriedades físicas e mecânicas de novos polímeros restauradores para restaurações indiretas, comparar com as resinas compostas indiretas de primeira geração e avaliar suas possibilidades clínicas. A primeira geração de resina composta para restaurações indiretas foi representada pelos seguintes produtos comerciais: Dentalcolor (Kulzer), SR Isosit N (Ivoclar) e Visio-Gem (Espe), e foram compósitos microparticulados com um alto conteúdo de matriz orgânica (66%) e apenas 33% de partículas inorgânicas. Tiveram uma alta taxa de fracasso devido apresentarem uma resistência flexural baixa de 60 a 80MPa, um baixo módulo de elasticidade de 2000 a 3500MPa e baixa resistência ao desgaste abrasivo. As resinas de segunda geração representadas comercialmente pela Conquest (Jeneric Pentron), Artglass (Kulzer) Columbus (Cendres e Metaux), Targis (Ivoclar) e Belleglass HP (Kerr), são compósitos microhíbridos com uma alta densidade de partículas cerâmicas por isso chamado algumas vezes de polímero cerâmico contendo ao contrario dos de primeira geração, 66% de partículas inorgânicas diferentes na forma, tamanho e composição, ou seja, alongadas, maiores em torno de 1 a 5µm e constituídas, principalmente, de vidros de sílica bário e cerâmicas. A resistência flexural desses compósitos de segunda geração gira em torno de 120 a 150MPa sendo mais alta do que as porcelanas feldspáticas que é de 65MPa. Esses compósitos proporcionam boa estética com larga escala de cor, croma e opacidade, biocompatibilidade e preservação de tecido. Essas são indicadas primariamente para

restaurações inlay/onlays, laminados, coroas de jaqueta e para restaurações sobre implantes com as vantagens de proporcionar carga progressiva sobre a prótese suportada por implante, facilidade de reparo diretamente na boca, ajuste de pânticos em prótese fixa colocada após recente extração dentária, modificações e ajustes de contato proximal e permite a redução de estresse oclusal em casos de bruxismo devido sua capacidade de absorção de algumas tensões. Classificam ainda outros compósitos como sendo de geração intermediária, pois não apresentam todas as propriedades dos compósitos da segunda geração como resistência mecânica, alta percentagem em volume de partículas inorgânicas e adesão ao metal. Por exemplo, Solidex tem adesão ao metal, mas baixa resistência flexural (75MPa) e Tetric Lab e Herculite XRV tem alta propriedade mecânica, mas não aderem a subestrutura de metal e, portanto, são limitados para inlay/onlay e laminados. As resinas compostas de geração intermediárias são representadas pelos seguintes materiais: Cesead (Kuraray), Solidex (Shofu), Vita Zeta (Vident), Tetric Lab (Vivadent) e Herculite XRV Lab (Kerr). Concluíram que embora as resinas compostas de primeira geração tenham uma alta taxa de falhas elas possibilitam a inserção na cavidade oral de restaurações indiretas como (inlay, onlay e laminados) e prótese com infra-estrutura metálica como as suportadas por implantes ou restaurações em pacientes com parafunção. Afirmaram que as porcelanas têm problemas, por ser um material quebradiço que não tolera deformação elástica. Como um material restaurador para inlay/onlay passa por alguns problemas, pois nem todos as cavidades fornecem a exigência necessária para o material cerâmico. Áreas finas, sobremordidas e aspectos onde o estresse flexural é alto, mais cedo ou mais tarde levarão a fadiga, microtrincas e fraturas. Os compósitos de segunda geração necessitam provar que são materiais mais adequados para restaurações implanto suportadas, inlay, onlay e prótese para bruxomanos. Afirmaram que há boas razões para isso, mas, somente o tempo dirá e que a principal qualidade é a sua resiliência.

Leinfelder (1997) avaliou o desenvolvimento das resinas compostas, desde a formulação de Bowen até os materiais atuais, enfatizando os novos sistemas de resinas compostas indiretas. Dois destes modernos produtos (Artglass e Belleglass), caracterizados como materiais de maior resistência, com propriedades clínicas superiores, incluindo estética e adaptação marginal, foram descritos detalhadamente quanto a sua composição química e conseqüente vantagens de procedimentos. Também foi realizada uma abordagem sobre o desenvolvimento de resinas compostas inovadoras para dentes posteriores como substitutos para o amálgama dental. Esforços têm sido realizados durante os últimos anos para desenvolver formulações com polímeros que poderiam substituir materiais cerâmicos para restaurações de superfícies oclusais. Na maioria dos casos, a resina tem exibido insuficiente resistência ao desgaste, enquanto os materiais cerâmicos têm uma história de excessiva abrasividade àquilo que os opõem oclusalmente. Na ocasião os sistemas descritos neste artigo (ArtGlass e Belleglass) eram muito novos para se ter dados clínicos necessários para confirmar sua utilização como substituto total para cerâmicas.

Liberman et al. (1997) avaliaram, *in vitro*, o efeito do sistema de polimerização indireto e semidireto em inlay de compósito em cavidade de classe II sobre a microinfiltração e compararam com restaurações convencional de compósitos posteriores. Quase idêntica cavidade de classe II foi restabelecida com a mesma resina composta usando sistemas de polimerização diferentes. Foi realizada a avaliação de microinfiltração depois da ciclagem térmica para a penetração de corante. Os dados mostraram que todas as técnicas de restaurações inlay melhoraram o selamento marginal comparadas com restaurações convencionais devido a observação na diminuição da microinfiltração marginal. Porém, o procedimento indireto resultou em microinfiltração significativamente reduzido, comparado a técnica semidireto. E isto seria clinicamente benéfico na minimização da infiltração marginal

em restauração de resina composta em cavidade de classe II, mesmo quando usado compósito convencional.

Scheibenbogen et al. (1998) realizaram uma avaliação clínica de sistemas inlay cerâmico e inlay compósito em período de 1 ano como restauradores de cavidades dentárias de uma ou mais faces. Quarenta e sete inlays compósitos (Tetric, Blend-a-Lux, Pertac) e 24 inlays cerâmicos (IPS Empress) foram colocados em 45 pacientes por 7 estudantes sob a supervisão de um experiente dentista. As avaliações clínicas foram realizadas entre 11 e 13 meses após a colocação usando o critério modificado do serviço de saúde pública dos Estados Unidos, onde alfa = resultado excelente; bravo = resultado aceitável; charlie = substituição da restauração para prevenção; delta = inaceitável, substituição necessária imediatamente. Para a forma anatômica havia 4 possíveis pontuações: restaurações cujo contorno estavam “contínuos com a forma anatômica existente” foram classificadas como alfa; se a restauração tivesse perdido ligeiramente seu contorno seria classificada como bravo; situação em que “a dentina ou base estavam expostas, a oclusão afetada ou contato defeituoso” foi designada como charlie e quando a “restauração estava ausente, trauma oclusal existente, ou restauração que causava dor no dente ou tecido adjacente” foi enquadrada na categoria delta. No controle de 1 ano, mais de 94% dos inlays de resina composta e 100% dos inlays de porcelana foram classificados como alfa ou bravo. Somente 3 restaurações inlay com compósito foram classificadas como delta, ou seja, inaceitáveis. Dois inlays exibiram cárie secundária e um registrou perda de vitalidade pulpar. Para o critério forma anatômica de superfície e integridade marginal, inlays cerâmica foram significativamente melhores do que inlay compósitos. Concluíram que resultados aceitáveis podem ser alcançados num período de 1 ano até mesmo quando executados por estudantes com pouca experiência. Neste curto período, inlays de porcelana demonstraram um desempenho clínico superior ao de resina

composta. Este estudo revelou também sucesso mais significativo dos inlays adesivos em pré-molares do que em molares.

Marais et al. (1999) compararam a dureza Vickers de 4 materiais diferentes de resina composta fotopolimerizáveis. Em um grupo amostras de 4 materiais (Z100, Tetric Ceram, F2000 e heliomolar) foram somente fotopolimerizadas por 30s em um aparelho fotopolimerizador com intensidade de luz variando entre 397 e 399mW/cm² e no outro grupo, um conjunto similar de amostras foi fotopolimerizadas da mesma forma e também pós-polimerizadas em um forno DI 500 durante um ciclo de 10min. A seguir foram executados nas amostras testes de dureza Vickers. O resultado foi que todas as amostras no grupo pós-polimerizadas tiveram valores de dureza Vickers mais altos (p=0,000) do que as amostras correspondentes ao grupo somente fotocurado. A Z100 e o F2000 tiveram em ambos os grupos valores significativamente mais altos (p=0,000) de dureza Vickers do que a Tetric Ceram e a Heliomolar.

Knobloch et al. (1999) avaliaram o desgaste abrasivo de 2 corpos e o grau de conversão de 4 compósitos processados em laboratório (Targis, Concept, BelleGlass e Artglass) e 2 compósitos de uso direto (Herculite e Heliomolar) após 7 dias de armazenamento. Esmalte humano foi usado como controle positivo para o desgaste abrasivo de 2 corpos e 10 espécimes cilíndricos (3,5mm de diâmetro por 8mm de altura) de cada material foram preparados e armazenados em água destilada a 37° ± 2°C para o teste de desgaste. As taxas relativas de desgaste abrasivo de 2 corpos foram determinadas usando um disco abrasivo de diamante de 30µm e um aparato de pino sobre disco de 2 corpos. A seguir 3 espécimes polimerizados que haviam sido armazenados em frasco de polietileno selados por 7 dias foram preparados para o teste de grau de conversão. O grau de conversão foi determinado em um espectômetro de infravermelho. A análise estatística usando a análise de variância e o teste de variação múltipla de Tukey-Kramer indicou diferenças significativas entre diversos

materiais testados tanto para desgaste abrasivo de 2 corpos como para grau de conversão. Desta investigação concluíram que o esmalte exibiu uma taxa de desgaste abrasivo de 2 corpos médio que foi significativamente menor do que qualquer um dos compósitos testados; o Concept exibiu desgaste abrasivo de 2 corpos significativamente menor do que os outros compósitos testados; o Heliomolar exibiu um desgaste significativamente menor do que o Herculite ; A BelleGlass exibiu um desgaste significativamente menor do que o Targis e o Artglass, e ainda afirmaram que o Concept e a BelleGlass exibiram um grau de conversão que foi significativamente mais alto do que os demais compósitos testados.

Tarumi et al. (1999) avaliaram o efeito da quantidade de TEGDMA sobre a polimerização pós-irradiação de compósitos baseados em bis-GMA. Foram preparados experimentalmente 4 compósitos contendo bis-GMA e TEGDMA na proporção em peso de 75/25, 70/30, 67/33 e 50/50. O grau de conversão de cada compósito foi medido por espectroscopia infravermelho de Fourier, imediatamente após ter sido polimerizado, e após 24h de armazenado a polimerização pós-irradiação foi determinada. Além disso, uma mudança na respectiva quantidade de bis-GMA e TEGDMA nos espécimes polimerizados após 24h. Dados foram analisados pelo teste ANOVA, seguidos pelo teste Fisher PLSD no nível de significância 0,05. Obtiveram como resultados que em ambos os estágios de cura, os compósitos contendo maiores quantidades de TEGDMA mostraram um maior grau de conversão. A quantidade de polimerização pós-irradiação decresceu com o conteúdo aumentado de TEGDMA. A importância deste estudo mostrou que o aumento na quantidade de TEGDMA incorporados nas resinas a base de bis-GMA resultou em menos polimerização pós-irradiação. A troca na quantidade de TEGDMA residual não reativo nos espécimes curadas mostrou a mesma tendência nos resultados da polimerização pós-irradiação. TEGDMA é considerado o principal contribuinte para a polimerização pós-irradiação das resinas baseadas em bis-GMA.

Shellard e Duke (1999) relataram que a Associação de Pesquisa Clínica conduziu um estudo clínico multianos enfocando o material Targis, Artglass e BelleGlass. Usando múltiplos lugares e uma variedade de operadores, colocaram um total de 60 coroas de cada um dos 3 materiais em 180 molares permanentes de adultos. Microscópio eletrônico de varredura, fotos clínicas e mapeamento ótico computadorizado forneceram, *in vitro*, dados sobre desgaste, polimento, abrasão do contato oclusal, fratura e desgaste da dentição antagonista. Os autores afirmaram, de acordo com o estudo da Associação de Pesquisa Clínica, que nenhum dos 3 materiais testados causou desgaste para o arco antagonista e que “coroas poliméricas tem um desempenho clínico promissor em um ano”. Relataram também que a Universidade de Alabama em Birmingham avaliou o desempenho clínico de BelleGlass em 5 anos, utilizando um total de 20 inlays, 20 onlays e 20 veneers onde dados no início dos trabalhos foram coletados por avaliação intra-oral, slides coloridos de 35mm e impressões para medições indiretas de desgaste. Uma variedade de categoria na avaliação foi usada para determinar o total de sucesso clínico em áreas semelhantes como combinação de cores, manchamento e textura secundária. Concluíram que “esses acompanhamentos clínicos sugeriram excelentes desempenhos em longo prazo dos materiais de resina composta indireta” e que o calor melhora a conversão de polimerização, mas diminui a quantidade de radicais livres disponíveis para adesão dos compósitos ativados.

Tanoue; Matsumura; Atsuta (2000a) examinaram através de um estudo a abrasão de dentifício em um compósito protético fotoativado (variação dentina e esmalte) com o propósito de avaliar a influência de fontes de polimerização no desgaste abrasivo. Um material compósito protético fotoativado (Artglass) foi utilizado. Variação de dentina e esmalte foram polimerizados usando a unidade própria fotopolimerizadora com 2 lâmpadas estroboscópicas Xenônio (UniXS) e outros espécimes em esmalte foram polimerizados também com a unidade fotopolimerizadora de laboratório com 3 tubos fluorescentes ou com

uma unidade de alta intensidade com 2 lâmpadas halógenas. Todos os espécimes foram armazenados em água por 14 dias e submetidos à abrasão (350g carga vertical) usando um abrasivo (Colgate Fluoriguard) e uma escova de dente (Oral-B 40). A quantidade de perda vertical e a rugosidade de superfície do espécime após 20.000 escovadas foram determinadas por perfilômetro. Valores de amostras de grupos de 5 espécimes foram comparadas usando análise de variância (ANOVA) e Sheffe's S intervalos ($p < 0,05$). Como resultado afirmaram que quando polimerizaram com a unidade do proprietário, a abrasão e a rugosidade de superfície do esmalte obtiveram uma média respectiva de $34,08\mu\text{m}$ e $1,00\mu\text{m}$ e no material de dentina uma média de $42,02\mu\text{m}$ e $1,23\mu\text{m}$. Tanto abrasão como rugosidade de superfície após a escovação no esmalte foram significativamente menores do que foram aqueles na dentina. A abrasão dos espécimes polimerizados com unidade halógena obteve uma média de $23,89\mu\text{m}$ e demonstrou mínimo desgaste. Concluíram que a unidade fotopolimerizadora de alta intensidade aumentou a resistência a abrasão do compósito. Superfícies de restaurações deveriam ser cobertas com o material do esmalte para alcançar lisura e resistência ao desgaste.

Tanoue; Matsumura; Atsuta (2000b) avaliaram a influência da escova de dente no desgaste abrasivo e rugosidade de superfície de compósitos protéticos atuais. Sete compósitos (Artglass, Axis, Cesead II, Conquest Sculpture, Estenia, Infis, e Targis) foram avaliados e um material cerâmico (Cerec 2 Vitablocs) foi utilizado como referência. Espécimes de compósito foram polimerizados com as unidades de polimerização dos fabricantes e espécimes cerâmicos cortados foram armazenados em água por 14 dias e subsequentemente submetidos à pasta abrasiva de escova de dente. A quantidade de perda vertical e a rugosidade de superfície de cada espécime após 20.000 escovadas foram determinadas com o perfilômetro. Valores das amostras de grupos de 5 espécimes foram comparadas com teste de ANOVA e Duncan, com os seguintes resultados: menos desgaste foi observado com respeito aos materiais Targis ($10,01\mu\text{m}$) e Estenia ($13,04\mu\text{m}$) em relação aos outros compósitos avaliados, uma vez

que os materiais Artglass (34,08 μm) e Conquest Sculpture (31,78 μm) demonstraram mais desgaste. A menor rugosidade de superfície foi exibida por Conquest Sculpture (0,54 μm) e a maior por Cesead II (1,10 μm). Material cerâmico mostrou a maior resistência ao desgaste (4,54 μm) e maior lisura de superfície (0,26 μm) do que qualquer dos materiais compósitos. Concluíram que abrasão e rugosidade de superfície dos compósitos protéticos causados por escovação de dente variam de acordo com o material.

Stahl et al. (2000) investigaram as propriedades flexural de 3 compósitos diferentes em 3 cores diferentes que foram polimerizados com uma unidade polimerizadora de luz LED ou halogênio LCU, e compararam a efetividade da unidade LED com a unidade halógeno. A unidade de luz de tecnologia halógena foi usado o modelo 201R (Dentsply De'Trey GmbH, Konstanz, Germany) que apresenta um diâmetro na ponta guia de 9mm e uma irradiação com 755mW/cm² e a unidade de tecnologia LED utilizada neste estudo continha 27 LED's azuis (Nichia Chemical Industries Ltd., Anan, Japan) e tinha na entrada da ponta guia 15mm de diâmetro e na saída 6mm de diâmetro com uma irradiação de 350mW/cm². Os compósitos usados foram Spectrum TPH, cor A2 e A4 (Dentsply De'Trey GmbH, Konstanz, Germany), Z100 cores A2 e A4 (3M Dental Products. St. Paul, MN, USA) e Solitaire cores A2,A3 (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany). As propriedades flexural dos compósitos foram testadas de acordo com ISO 4049 e o tempo de polimerização usado foi de acordo com os fabricantes de cada compósito. Concluíram que para todos os materiais a média da resistência flexural preencheu os valores padrões requisitados pela ISO 4049 quando polimerizados tanto com unidade convencional halógena como com a unidade polimerizadora LED, com exceção da Solitaire cor A3 com LED apresentou 49Mpa de resistência flexural, portanto, 1Mpa apenas abaixo do padrão requerido que é de 50Mpa. Uma explicação para efetividade da polimerização com LED é a presença do fotoiniciador canforoquinona nos compósitos e a sua absorção no espectro de luz emitido pelo LED, uma vez que os LEDs com energia adequada

produzem apenas a faixa de comprimento de onda desejada. Conseqüentemente, este método inovador de geração de luz é a maneira mais eficiente para converter uma corrente elétrica em luz e sensibilizar a canforoquinona que é o iniciador de polimerização da maioria das resinas.

Jandt et al. (2000) realizaram um estudo piloto para testar a hipótese de que profundidade de polimerização e resistência compressiva dos compósitos dentais polimerizadas com LED ou com unidades convencionais halógenas não diferem significativamente. O compósito Spectrum TPH nas cores A2 e A4 foram polimerizados por 40s com unidade de lâmpada convencional halógena e com LED. A profundidade de polimerização dos compósitos foi medida com 10 amostras de 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade para cada cor com um penetrômetro, e a resistência compressiva foi determinada após 6h e 72h para 6 amostras de 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade para cada cor após polimerizada por 40s. Os resultados obtidos mostraram que a irradiação que também foi medida alcançou 755mW/cm^2 para o Spectrum modelo 201R que é a unidade de lâmpada halógena e 350mW/cm^2 para o LED que continha 27 lâmpadas azuis. A profundidade de cura obtida com ambas as unidades de luz alcançaram o mínimo requerido pela ISO 4049 que é de 2mm e o mínimo requerido pelos fabricantes da resina (Dentsply) que é de 3mm. A média de profundidade obtida pela luz halógena foi em torno de 20% maior do que a obtida com o LED pode ser devido a maior irradiação produzida pelas unidades de lâmpadas halógenas. Concluíram em relação à resistência a compressão que nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre as amostras polimerizadas com unidade de lâmpada halógena de 755mW/cm^2 e LED com intensidade de luz de 350mW/cm^2 e que o rápido progresso na tecnologia de semicondutores leva a crer que o LED parece ter um maior potencial em futuras aplicações clínicas do que as unidades convencionais de lâmpadas halógenas.

Tanoue; Matsumura; Atsuta (2000c) determinaram a dureza e solubilidade em água de 2 compósitos protéticos polimerizados com 3 métodos de cura com o propósito de comparar o efeito do calor secundário e da aplicação de uma fonte de luz de alta intensidade sobre as propriedades dos materiais. Dois compósitos protéticos, ArtGlass e Dentalcolor foram curados com os seguintes métodos: 1) exposição por meio de uma unidade fotopolimerizadora com xenônio estroboscópico como fonte de luz (Dentalcolor XS) por 120s; 2) exposição com a unidade xenônio por 120s seguida por calor em um forno (KL 100) a 100°C por 15min; 3) exposição por meio de uma unidade de alta intensidade com duas lâmpadas (Hyper LII) por 120s. Tanto a dureza Knoop como a solubilidade em água foram determinadas de acordo com os métodos de teste padronizados. Todos os espécimes foram armazenados a 37°C em água por 24h, a fim de permitir o completo endurecimento pós-irradiação. Embora o tratamento com calor pós-cura tenha elevado consideravelmente a dureza Knoop dos materiais, o mais alto valor de dureza foi gerado pela unidade fotopolimerizadora de alta intensidade. Para a solubilidade em água o material Dentalcolor apresentou o mais baixo valor quando curado com a unidade de alta intensidade de luz seguida da aplicação secundária de calor. Solubilidade do ArtGlass não foi afetada pelos métodos de cura. Com bases nesse estudo os autores concluíram que as propriedades dos compósitos protéticos são consideravelmente afetadas pelo tipo de unidades de cura e que o tratamento com calor não é necessário quando o material é exposto com uma unidade de cura de alta intensidade. E também pode ser concluído que os resultados das propriedades geradas com a unidade de cura de alta intensidade excedeu aquelas dos materiais pos tratados com calor.

Araújo (2001) mediante uma revisão da literatura avaliou restaurações indiretas com resina composta. Descreveu sobre o desenvolvimento dos materiais destinados a restaurações indiretas por entre as gerações (1ª geração, geração intermediária e 2ª geração) comparando suas principais propriedades físicas. Abordou também a respeito das características do

preparo cavitário para esse tipo de restauração e dos objetivos da pós-polimerização desses materiais. Conclui não haver um consenso, quanto ao melhor método de conversão de monômeros em polímeros e sua influência nas propriedades físicas das resinas compostas.

Recentes estudos demonstraram o uso de Light Emitting Diodes (LEDs) como fonte alternativa para polimerização de resinas; sendo assim, Kurachi et al. (2001) avaliaram a dureza de uma resina composta polimerizada por 5 fotopolimerizadores LED e compararam com uma unidade fotopolimerizadora convencional de luz halógena. Os aparelhos de LED foram produzidos empregando-se um conjunto de emissores de luz LEDs (Nichia Chem.Ind., Japan) colocados em cada uma das pontas compostas de um cilíndrico metálico de 0,8cm de diâmetro com pico em 470nm. Uma resina composta (Z100, cor A3) foi polimerizada por 20, 40, 60, 120 e 180s com cada LED e por 40s com a lâmpada halógena. As amostras de compósitos foram preparadas com 0,35; 1,25 e 1,8mm de espessura. Foram 5 amostras de cada grupo de parâmetros. A avaliação da dureza foi tomada em 3 leituras em posições aleatórias ao redor do centro da área não iluminada. A endentação foi feita com uma carga de 50g por 30s. O número de dureza Vickers para todas as amostras curadas pelo LED mostrou ser inferior quando comparados com a lâmpada halógena no tempo de cura típico (40s). O aparelho contendo 6 lâmpadas LEDs foi o mais eficiente. Sua irradiação obtida foi de 79mW/cm^2 , ao passo que a irradiação da lâmpada halógena foi de 475mW/cm^2 . Para o aparelho LED apresentado neste estudo, exposição de tempo maior ou uma camada mais fina de resina é requerida para obter valores razoáveis de dureza. Concluíram que a eficiência do LED como uma fonte de polimerização mostra um futuro promissor como um tipo alternativo de cura.

Pereira; Porto; Mendes (2001) investigaram a influência de diferentes condições de polimerização sobre a dureza superficial de uma resina composta híbrida fotopolimerizável, da seguinte forma: 3 sistemas fotopolimerizadores associados a diferentes tempos de

exposição à luz, 2 cores de resina composta Charisma (Heraeus-Kulzer) e 4 profundidades do material. Os aparelhos de luz CU -100R (DMC Ltda) e KM 200R (DMC Ltda) foram acionados por períodos entre 40 e 60s de exposição à luz, enquanto que o aparelho Kuring Light (Kreativ Incorporation) foi ativado por 10s em 3 estágios: Normal ($800\text{mW}/\text{cm}^2$), Impulso ($920\text{mW}/\text{cm}^2$) e Rampa (0 a $700\text{mW}/\text{cm}^2$). Os valores de intensidade de luz foram registrados pelo radiômetro digital Cure Rite (EFOS) para as unidades: CU-100R ($700\text{mW}/\text{cm}^2$) e KM-200R (450 a $600\text{mW}/\text{cm}^2$). Matrizes de teflon contendo uma cavidade interna com 7mm de profundidade, 4mm de comprimento e 3mm de largura, foram preenchidas com a resina composta selecionada nas cores A1 e C4. Após o procedimento de fotopolimerização os corpos de prova foram submetidos aos testes de dureza Vickers com 3 impressões em cada milímetro de profundidade do material. Concluíram que os maiores valores de dureza Vickers foram obtidos com o aparelho CU-100R e KM-200R no tempo de exposição de 60s, e a menor dureza pelo aparelho Kuring Light, quando o sistema Ramp em 10s foi utilizado. A dureza da resina composta foi influenciada pela profundidade do material. A cor C4 promoveu resultado de dureza Vickers superiores aos da cor A1 e o tempo de exposição à luz de 10s, mesmo associado à alta intensidade de luz, não foi suficiente para garantir a completa polimerização da resina composta.

Baratieri et al. (2001) ressaltaram que o uso indireto de resina composta apresenta vantagens e desvantagens em relação ao uso direto desses materiais. As vantagens são derivadas do melhoramento das propriedades físicas do material, resultantes da manipulação e polimerização extrabucal da resina composta restauradora, e as desvantagens estão relacionadas, na sua maioria, ao maior desgaste da estrutura dental e à técnica uma vez que se inserem etapas críticas no processo de confecção de uma restauração, que representa uma dificuldade para a aceitação da mesma. Entretanto os inlays/onlays de resina composta vêm se destacando em meio às manobras restauradoras em dentes posteriores. Certamente, não é o

melhor para todos os casos. No entanto, deve ser encarada como uma boa opção em restaurações indiretas, quando se requer materiais estéticos, adesivos e compatíveis com o meio bucal.

César; Miranda; Braga (2001) avaliaram a influencia da cor e o efeito da armazenagem em água por 30 dias sobre a resistência flexural, o módulo flexural e dureza de 4 resinas indiretas disponíveis comercialmente (Artglass, Belleglass, Sculpture e Targis) e de um compósito usado com a técnica direta (Z100, controle). Os espécimes feitos com cor incisal e dentina foram fraturados com teste flexural de 3 pontos. A carga pré-falha correspondente aos deslocamentos específicos da cruzeta foi usada para calcular o módulo flexural. A dureza Knoop foi mensurada em fragmentos obtidos depois do teste flexural. Testes foram feitos depois de 24h e depois de 30 dias de armazenamento em água a 37°C. Os autores concluíram que em geral as resinas indiretas não demonstram aumento das propriedades mecânicas comparadas com as resinas diretas. As diferenças de propriedades devido à cor foram mais evidentes no Sculpture. O armazenamento prolongado em água teve efeito deletério na dureza de todos os compostos testados. Entretanto, o armazenamento não afetou a resistência flexural na maioria das resinas indiretas ou o módulo flexural de qualquer um dos compósitos testados.

Mandikos et al. (2001) testaram 4 resinas composta indiretas da segunda geração (Artglass, BelleGlass, Sculpture e Targis) para verificar a resistência ao desgaste e a dureza em relação a 2 materiais de controle com aplicação clínica bem documentada, Concept e Heliomolar além do esmalte humano que também foi testado para comparação. Foram fabricados 12 espécimes de cada material de acordo com as instruções dos fabricantes e submetidos ao desgaste acelerado em um aparelho de escovação com 3 corpos de abrasão. A dureza Vickers foi medida para cada um dos materiais testados e a espectroscopia com energia dispersa de raios-X (EDX) foi realizada para determinar a composição elementar das

partículas dos compósitos. Observaram que o material de controle Concept foi significativamente mais resistente ao desgaste do que os outros materiais testados, e teve a superfície menos áspera. O esmalte foi o mais duro e as resinas compostas em ordem decrescente de dureza foram Sculpture, BelleGlass HP, Concept, Artglass, Targis e Heliomolar. Através do resultado desse estudo, parece que o Artglass, BelleGlass HP, o Sculpture e o Targis são compósitos muito similares em termos de química das partículas, tamanho das partículas e grau de carga. Contudo, existem diferenças significativas na dureza e desgaste relativos desses materiais. Essas diferenças não parecem ser devido às partículas desses compósitos. As resinas indiretas de segunda geração não melhoraram as propriedades de desgaste e dureza já estabelecidas pela resina composta indireta (Concept) de primeira geração. Esses materiais foram tão bons quanto ou melhores do que o material de controle, a resina composta direta (Heliomolar). Concluíram que essas diferenças de desgaste, dureza e a média de aspereza da superfície encontradas podem ter sido tanto devido a diferenças na química como devido ao método de polimerização dos compósitos.

Quance et al. (2001) estudaram o efeito da variação de temperatura de armazenagem pós-exposição e da intensidade de luz na dureza dos compósitos contemporâneos fotocurados. Utilizaram 7 resinas compostas fotoativadas com a unidade ativadora de luz Prismetics MK II (Dentsply) com intensidade de luz variando de 200 a 500mW/cm² e, temperatura de armazenagem entre 18° e 37°C. Foram determinados 24h após a irradiação, os valores de dureza na superfície superior e inferior de um espécime na forma de disco com 2mm de espessura das 7 seguintes resinas compostas: Herculite XRV e Prodigy/Kerr Z100 e Silux Plus/3M, TPH/Dentsply, Pertac-Hybrid/Espe e Charisma/Kulzer. Obtiveram como resultado que os valores de dureza variaram com o produto, superfície, temperatura de armazenagem e intensidade de luz. Em nenhum caso a dureza na superfície inferior foi igual a superior e a combinação de 500mW/cm² de intensidade e 37°C de temperatura de armazenagem

produziram a melhor dureza na superfície inferior. Concluíram que o aumento de temperatura de armazenagem pós-irradiação pode afetar a dureza da superfície inferior, mas o resultado depende da intensidade de luz e do compósito empregado; que dentistas não podem aceitar o que tem sido sugerido por resultado de pesquisas anteriores que 40s de irradiação com a lâmpada halógena de potência de baixa intensidade de 200 a 250mW/cm² permitiria uma adequada pós-cura de todos os compósitos com uma profundidade de pelo menos 4mm; somente um de todos produtos testados na investigação, o TPH produziu uma média nos valores de dureza da superfície inferior do espécime, maior que 80% da média máxima de dureza da superfície superior obtida para o produto correspondente a 500mW/cm² de intensidade / 37°C de temperatura de armazenagem. Muitas resinas compostas não seriam otimamente polimerizadas mesmo com 40s de irradiação, a menos que dentistas usassem também unidades de ativação acima de 500mW/cm² de intensidade ou reduzida espessura do incremento de resina (1mm) e tempo de exposição acima de 40s.

Madeira (2002) verificou o efeito de diferentes tratamentos de superfície e forma de utilização do sistema adesivo na resistência a tração de reparos imediatos em resina composta diretas e indiretas. A resina composta utilizada foi a Filtek Z250 (3M/USA, St. Paul, MN 55144) sendo os corpos de prova confeccionados inteiros para o grupo controle, e na forma de hemihalteres para os demais grupos experimentais que foram reparados conforme segue: as resinas compostas diretas foram reparadas sem tratamento de superfície, ou após condicionamento com ácido fosfórico 35%, abrasionamento com ponta diamantada cônica ou realização de retenções mecânicas, com ponta diamantada esférica, seguidos da aplicação de um sistema adesivo com ou sem fotopolimerização prévia a aplicação do material reparador. Para o reparo de resinas pós-polimerizadas foi utilizada como variável somente a utilização de sistema adesivo. Os resultados demonstraram que a resistência à tração dos espécimes reparados foi menor que os espécimes sem reparo e o condicionamento ácido não apresentou

o efeito esperado. A realização de retenções mecânicas foi mais efetiva que o abrasionamento da superfície, embora sem diferenças estatisticamente significantes. Melhores resultados foram obtidos com o adesivo sem fotoativação prévia, tanto para resinas compostas diretas, como indiretas, independente do tratamento de superfície. Concluiu que a utilização do agente adesivo sem fotoativação associado a retenções mecânicas, poderá fornecer melhores valores de resistência dos reparos em resina composta.

Oertli; Mandarino; Guerreiro (2002) avaliaram a efetividade da polimerização através de teste de dureza dos sistemas restauradores indiretos em função de: materiais, sistemas de polimerização. Utilizaram neste trabalho as resinas Cesead II, Artglass e Charisma todas na cor A3 (escala Vita) e concluíram que a dureza média das resinas compostas depende do sistema de polimerização e que, para todas as resinas compostas avaliadas os menores valores de dureza foram obtidos, quando a polimerização foi realizada pelo sistema de polimerização EDG Lux e os maiores valores quando a polimerização foi realizada pelo KM200R + Lightbox.

Silva; Araújo; Fransciconi (2002) compararam a utilização de uma técnica de fotoativação contínua com uma seqüencial em 2 etapas, começando com baixa intensidade de luz seguida de uma intensidade maior utilizando 2 resinas compostas. Foi analisada a interferência dos métodos de ativação na formação de fendas marginais, e também no grau de polimerização, com a avaliação da dureza Vickers. Paralelamente, foi verificada a viabilidade de um método simplificado de moldes de polivinilsiloxana para a medida das fendas. Foram utilizadas as resinas compostas Z100 e Solitaire. Concluíram que as fendas marginais foram menores e a dureza no topo foi maior, quando utilizaram a ativação seqüencial, com a intensidade inicial de 180mW/cm^2 por 20s, seguidas de 650mW/cm^2 por 40s; a resina Z100 teve melhor desempenho com relação às fendas e à dureza Vickers tanto no topo quanto na base; na espessura de 2mm, ambas as resinas mostraram valores médios de durezas menores

na superfície de base que na de topo; e, finalmente a técnica indireta com a utilização dos moldes, para as medidas, foi considerada viável, uma vez que os resultados obtidos com ela foram coincidentes com a da técnica direta.

Neves et al. (2002) avaliaram a correlação entre grau de conversão e microdureza em resinas compostas indiretas, e o efeito do conteúdo de partículas inorgânicas e do tipo de unidade fotoativadora sobre esses parâmetros. Três resinas compostas, Artglass (DA3 Heraeus Kulzer GmbH), Solidex (A3B Shofu Inc., Kioto, Japão) e Zeta LC (A3 Vita Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Alemanha), foram polimerizadas em 3 diferentes unidades laboratoriais (UniXS, Solidilite e uma unidade experimental). Para cada material, 15 corpos de prova foram confeccionados em uma matriz metálica, e submetidos às análises do grau de conversão, através de espectroscopia de infravermelho, e da microdureza. O conteúdo de partículas inorgânicas foi determinado por análise termogravimétrica (TGA). O comportamento conjunto nas variáveis, grau de conversão e microdureza foram medidos através do coeficiente de correlação de Pearson. Para a resina Artglass, o grau de conversão variou de 37,5% a 79,2%, com valores de microdureza de 32,4 a 50,3 ($r = 0,904$). Para a resina Solidex, o grau de conversão variou de 41,2% a 60,4%, com valores de microdureza de 33,3 a 44,1 ($r = 0,707$). Para a resina Zeta LC, os valores de conversão e microdureza foram, respectivamente, de 62,0% a 78,0% e de 22,6 a 33,6 ($r = 0,710$). Concluíram que o uso das diferentes unidades resultou em variações dos valores de conversão em função das características específicas de cada aparelho; para cada material, uma forte correlação entre grau de conversão e microdureza foi observada; quando materiais diferentes foram comparados, observaram que o conteúdo de partículas inorgânicas afetou diretamente os valores de microdureza, não interferindo no grau de conversão.

Brosh et. al. (2002) desenvolveram um estudo com o objetivo de determinar o efeito da polimerização sob pressão de varias resinas compostas polimerizadas por luz na dureza

(modulo de elasticidade) e resistência a tração diametral. A hipótese nula foi que essas propriedades mecânicas poderiam ser mudadas pelos procedimentos de polimerização desses materiais. Foram testados 5 resinas compostas fotopolimerizadas: Brilliant (Coltene/AG, Altstätten, Switzerland), Z100 (3M, St. Paul, MN, USA), TPH Spectrum (Dentsply Int. Co., Milford, DE, USA), Prodigy (Kerr, Romulus, MI, USA), Pertac Hybrid (Espe, AM Griesberg Seefeld, Germany). Um total de 80 espécimes em um formato de um disco cilíndrico (6mm x 2mm) foram preparados para cada material em um molde especial que permite a polimerização sob pressão. Uma mesma quantidade de espécimes foram polimerizados sob uma pressão de superfície de 0, 0,35; 71 e 1,06MPa (com peso de 0, 1, 2 e 3kg). Os espécimes foram armazenados em 100% de umidade a 37°C por 7 dias. A dimensão final foram registradas com um calibrador digital e a dureza (N/mm) e resistência a tração diametral (MPa) foram analisadas quando levaram o espécime polimerizados sob pressão até a falha em uma máquina universal de testes (Instron, modelo 4502, High Wycombe, United Kingdom) com a velocidade da cabeça de cruzeta regulada em 0,5mm/min. Como resultado obtiveram que tipos de materiais tiveram uma influência significativa estatisticamente tanto na resistência a tração diametral como na dureza ($P < 0,0001$). Diferenças acima de 33% nos valores de resistência à tração e acima de 70% nos valores de dureza foram encontrados entre os materiais testados. A carga teve uma influência significativa na dureza ($P < 0,03$) e na resistência a tração diametral ($P < 0,001$). Pressão causou um aumento nos valores de resistência a tração do Brilliant, Z100 e Prodigy em torno de 20% ($P < 0,001$) e aumentou a dureza somente do Brilliant (15%). Entretanto a quantidade de pressão necessária para o melhoramento foi diferente entre os materiais ($P < 0,0005$). Teste estatístico de Weibull mostrou que a polimerização sob pressão aumentou as chances de reduzir falhas no material. Concluíram que compósitos fotopolimerizados sob pressão aumentam suas propriedades de

resistência a tração e dureza e reduzem a possibilidade de falhas. A quantidade de pressão aplicada depende de cada material.

Asmussen e Peutzfeldt (2003) estudaram a influência da polimerização por LED nas propriedades das resinas compostas. O objetivo desse estudo foi investigar a eficácia de 2 unidades de polimerização por LED disponíveis no mercado. A eficácia foi avaliada medindo propriedades selecionadas polimerizadas com unidades LED e comparando essas propriedades com aquelas obtidas com unidades de polimerização convencional com lâmpada halógena. Uma das resinas selecionadas contém um iniciador diferente da canforoquinona. Em vista de resultados anteriores com unidades experimentais de LED e excedendo a resina composta que não continha canforoquinona a hipótese foi que seriam obtidos resultados similares ou inferiores àqueles obtidos com unidades de polimerização convencional. As resinas compostas utilizadas foram a Z250 (3M ESPE), Pertac II (3M ESPE) e Definitive (Degussa) que contém um componente diferente da canforoquinona com iniciador principal. As unidades de polimerização investigadas foram uma convencional de lâmpada halógena, XL3000 (3M ESPE) e duas unidades LED, Elipar FreeLight (3M ESPE) e e-Light (GC). As potências de emissão de luz foram medidas com o radiômetro (Demetron, Demetron Research), em 400mW/cm^2 , 300mW/cm^2 e 290mW/cm^2 , respectivamente. O tempo de radiação foi de 20s para todas as 3 unidades de cura. Portanto, no e-Light não foi usado o modo de potência mais alto, porque este modo somente pode ser ativado por 12s. Em vista disso o modo de menor potência que pode ser ativado por 20s, foi utilizado. As propriedades que foram determinadas foram resistência e módulo flexural, determinada em testes de flexão de 3 pontos; profundidade de polimerização avaliado pela remoção de material não curado após a irradiação; contração de polimerização avaliadas com o método de adesão-disco e o grau de conversão foi medido pelo espectroscópio infra-vermelho transformador de Fourier. Concluíram que as propriedades das resinas compostas polimerizadas com LED foi igual ou

inferior às propriedades obtidas após a polimerização com luz convencional. Concluíram, ainda, que a unidade LED forneceu resinas composta com características que foram as mesmas ou moderadamente inferior aquelas obtidas com a unidade de polimerização convencional; das unidade de polimerização LED, o Free Light foi mais efetivo do que o e-Light quando este foi usado no modo de cura turbo; para as 3 resinas compostas, a resistência flexural e a profundidade de polimerização resultante da polimerização pelo LED preencheu os requisitos da ISO.

Zarranz et al. (2003) avaliaram a influência da polimerização com energia de microondas na resistência flexural de 4 compósitos fotopolimerizáveis, a saber: Charisma (Heraeus Kulzer); Solitaire 2 (Heraeus Kulzer); Filtek P60 (3M do Brasil) e Admira (Voco). Foram confeccionados 20 corpos de prova para cada compósito utilizando uma matriz de metal pré-fabricada com 10mm de comprimento, 1mm de espessura e 2mm de largura. Os materiais foram incluídos em incremento único, fotopolimerizados por 40s com intensidade de 500mw/cm^2 por ambos os lados da matriz. Metade dos espécimes foram submetidos à polimerização complementar com energia de microondas (450W/3min). A resistência flexural foi mensurada pelo método de 3 pontos, em máquina de ensaio Emic modelo DL 10000, com velocidade de 0,5mm/min. Os valores originais foram submetidos a análise de variância ANOVA e teste de Tukey. As médias amostrais foram (MPa): compósitos: Charisma:201,71; Admira: 242,79; FiltekP60: 264,61; Solitaire 2: 257,39 ($P<0,01$) e método de polimerização: controle: 236,63 e microondas: 246,61. Concluíram que a polimerização complementar com energia de microondas não influenciou os valores de resistência flexural e que o compósito Solitaire 2 e Filtek P60 apresentaram comportamento semelhante e superior aos compósitos Admira e Charisma.

3 PROPOSIÇÃO

- 1) Constatar a possibilidade de melhorar as propriedades de resistência à tração e dureza da resina composta Z250 através de mecanismos de polimerização secundária.
- 2) Comparar a resistência à tração entre um sistema de resina composta para restaurações indiretas (Artglass) e a resina composta Z250, submetida a diversos mecanismos de polimerização complementar após uma polimerização inicial com LED.
- 3) Comparar a dureza de superfície entre um sistema de resina composta para restaurações indiretas (Artglass) e a resina composta Z250, submetida a diversos mecanismos de polimerização complementar após uma polimerização inicial com LED.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram escolhidos para este estudo: um sistema restaurador de compósito dental fotopolimerizável com partículas de carga microhíbridas de uso rotineiro nas clínicas odontológicas FILTEK Z 250 (3M do Brasil Ltda. Produtos Dentários, Sumaré – São Paulo); resina composta de “Dentina” correspondente à cor A2 da escala Vita (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH e Co. KG) e uma resina de laboratório ArtGlass (Heraeus-Kulzer GmbH, Wehrheim/TS, Alemanha) identificada pelo fabricante como um polímero dental não convencional, também na cor A2 de “Dentina” correspondente da escala Vita, utilizada nas clínicas odontológicas para confecção de restaurações indiretas em dentes posteriores (FIG. 1A e 1B).



Figura 1A – Resina Filtek Z250.



Figura 1B – Resina ArtGlass.

Para a polimerização inicial das amostras de 8 grupos foi utilizado um aparelho fotopolimerizador de tecnologia LED (Elipar FreeLight 3M) (FIG. 2A) e para as amostras de

um grupo foi utilizado uma unidade fotopolimerizadora UniXS (Heraeus/Kulzer GmbH, Wehrheim/TS, Alemanha) (FIG. 2B).



Figura 2A – Aparelho fotopolimerizador LED – Elipar Free Light.

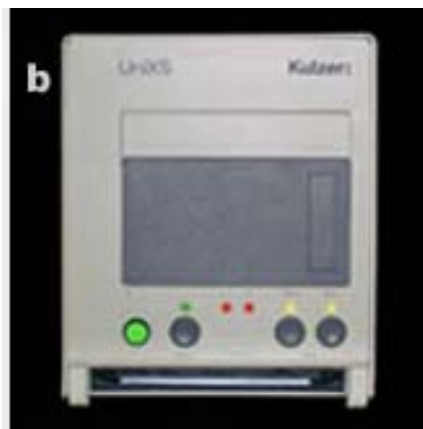


Figura 2B – Unidade fotopolimerizadora UniXS.

Foi utilizado, ainda, uma espátula inoxidável Cosmedent G-3 (USA), e para a polimerização complementar, uma autoclave 191 (Bios Dabi Atlante) (FIG. 3A), uma estufa para esterilização a seco marca Olidef (FIG. 3B), um forno microondas (Sanyo-Lassen Street Chatsworth CA.) (FIG 3C), uma panela pequena de inox com água em ebulição (FIG 3D) e um fogão a gás de duas bocas.



Figura 3A – Autoclave.



Figura 3B – Estufa.



Figura 3C – Microondas.



Figura 3D – Panela com água em ebulição.

Com a resina Filtek Z250 foram confeccionados para o teste de tração 80 espécimes, divididos em 8 grupos com 10 espécimes cada grupo e, mais 10 espécimes confeccionados com a resina ArtGlass que constituíram o nono grupo. Da mesma forma, para o teste de dureza superficial, foram confeccionados 80 espécimes com a resina Filtek Z250 divididos em 8 grupos com 10 espécimes cada grupo e, mais 10 espécimes confeccionados com a resina ArtGlass que constituíram o nono grupo (QUADRO 1).

	Filtek Z250 (3M)	ArtGlass (Heraeus-Kulzer)
Tipos de partículas inorgânica	Zircônia/ Sílica radiopaco	Dióxido de Silício, Vidro de Bário radiopaco, alumina e sílica coloidal
Monômero	BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA	BIS-GMA, Ester metacrilato multifuncional
Tamanho médio das partículas	0,62 μm entre 0,19 a 3,3 μm	1,0 μm
% de carga inorgânica (peso e/ou volume)	60% em volume	70% em peso 68% em volume*
Contração de polimerização	2,22 %	0,34%*
Módulo de elasticidade	11,2 GPa	380 MPa
Resistência à compressão	405 (\pm 15)	447 MPa*
Resistência à tração	72 (\pm 10)	NF
Resistência flexural	151 (\pm 19)	130Mpa
Fotoiniciador	canforquinona	canforquinona

Quadro 1 - Indicativo das características das resinas utilizadas.

4.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA PARA TESTE DE TRAÇÃO

Os corpos de prova submetidos a testes, para avaliação da resistência a tração (FIG. 4), foram confeccionados de forma padronizada, utilizando um aparelho desenvolvido especialmente para sua este fim.

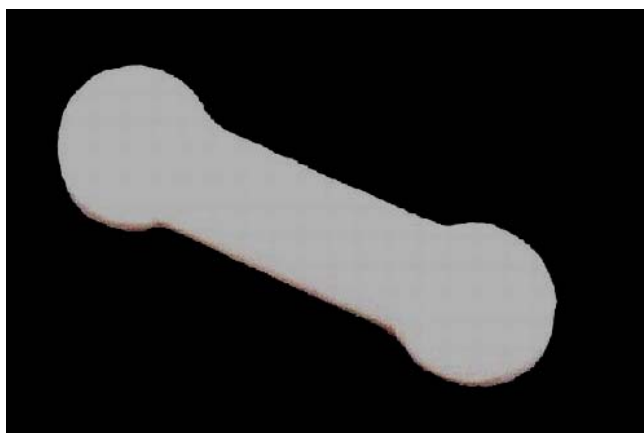


Figura 4 – Corpo de prova utilizado no teste de resistência à tração.

Este dispositivo utilizado na pesquisa foi baseado no aparato utilizado por Souza (1998), Madeira (2001) e consta de um aparelho em aço inoxidável constituído de duas partes: uma base e uma matriz. A base do dispositivo consiste em uma peça na forma circular medindo 60mm de diâmetro e 15mm de espessura. Sobre esta base (FIG. 5A) foi projetada uma canaleta na forma retangular com 4mm de profundidade sobre a qual adapta-se a matriz do aparelho. A matriz é composta de 2 peças retangulares com 28mm de comprimento e 8mm de largura (FIG. 5B e 5C) sendo que apresenta uma superfície interna torneada de forma que, ao se encaixarem à base do aparelho, constituem um molde na forma de halteres (FIG. 5D).



Figura 5A – Base do aparato metálico utilizado para obtenção dos corpos de prova para o teste de tração.



Figura 5B – Matriz com as partes separadas.

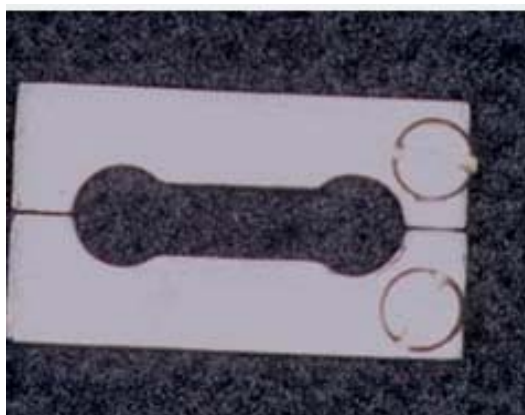


Figura 5C – Matriz montada.

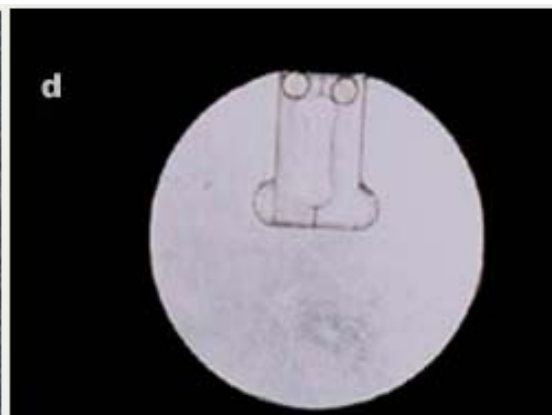


Figura 5D – Matriz adaptada à base do aparelho.

Os corpos de prova foram obtidos, com medidas que podem ser observadas na FIG. 6. Em cada extremidade das 2 peças da matriz há um orifício sobre a qual adaptou-se 2 parafusos com o objetivo de facilitar a manipulação da matriz e sua retirada da base do aparato.

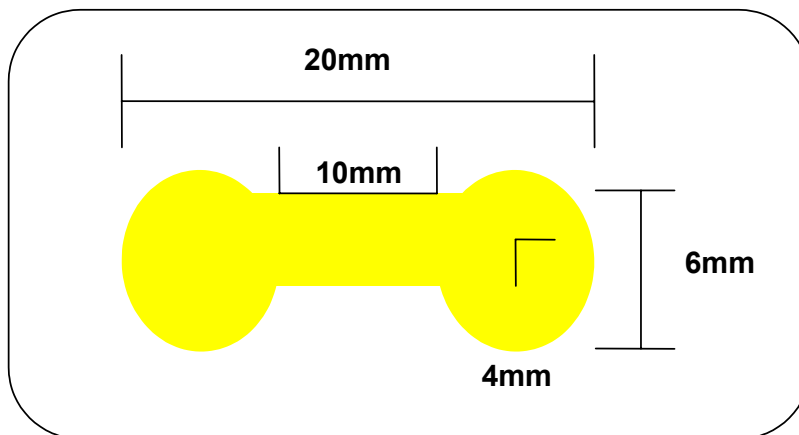


Figura 6 – Desenho esquemático com as medidas do corpo de prova.

4.2 METODOLOGIA PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO

Foram confeccionados 90 espécimes sendo que 80 destes foram distribuídos aleatoriamente em 8 grupos (n=10), e mais 10 distribuídos dentro do outro grupo (n=10). Os oitos primeiros grupos foram obtidos com a resina composta Filtek Z250 inseridas incrementalmente dentro da matriz de aço inoxidável em forma de halteres e fotoativados por 20s sobre cada camada de 2mm de espessura com o fotopolimerizador de tecnologia LED, de forma idêntica para todos os grupos. O Grupo 1 não teve nenhum tipo de polimerização complementar e representou um dos grupos controles. Os 60 corpos de prova distribuídos dentro dos 6 grupos seguintes (Grupo 2 a 8) foram obtidos de forma idêntica ao Grupo 1, diferindo apenas na polimerização complementar que foram realizadas de diferentes maneiras em cada grupo conforme descrito detalhadamente a seguir. Os espécimes do Grupo 9 também em número de 10 representando o segundo grupo controle, foram obtidos com a resina ArtGlass e fotoativados com a unidade UniXS que emite luzes de Xenônio

“stroboscopic” com 20ms de claridade e 80ms de escuridão. Esta fotoativação seguiu as recomendações do fabricante, ou seja, 90s de fotoativação inicial e mais 180s de fotoativação complementar final com essa unidade fotopolimerizadora.

O QUADRO 2 sintetiza a forma como os corpos de prova foram obtidos e distribuídos nos grupos.

	Polimerização Inicial	Polimerização Complementar
Grupo 1	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Nenhuma
Grupo 2	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Autoclave – 45min
Grupo 3	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Estufa – 10min a 160°C
Grupo 4	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Estufa – 5min a 160°C
Grupo 5	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Microondas – 1min – potência máxima
Grupo 6	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Microondas – 2min – potência máxima
Grupo 7	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Água em ebulição – 10min
Grupo 8	RC Filtek Z250 – 40s fotoativada – FreeLight	Fotoativação – UniXS 180s
Grupo 9	RC ArtGlass – 90s Fotoativada – UniXS – 90s	Fotoativação – UniXS 180s

Quadro 2 – Indicativo a obtenção e distribuição dos grupos.

Após os tratamentos complementares, todos os 10 espécimes de cada grupo foram umidificados por 24h dentro de um saco plástico contendo 5ml de água destilada antes de serem submetidas à testes, para avaliar a resistência à tração (FIG. 7).

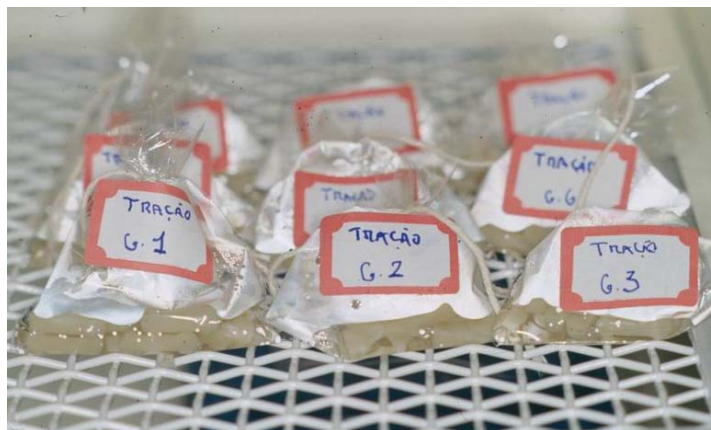


Figura 7 – Espécimes armazenados em saco plástico com água destilada dentro de estufa a 37°C.

4.3 DESCRIÇÕES DETALHADAS DA OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE CADA GRUPO PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO

Os espécimes do Grupo 1 (grupo controle) foram confeccionados com a resina composta microhíbrida Filtek Z250 (3M do Brasil Ltda. Produtos Dentários, Sumaré – São Paulo), da seguinte forma: após a adaptação da matriz à base do aparelho de aço inoxidável os corpos de prova foram confeccionados utilizando-se a resina composta Filtek Z250 na cor de “Dentina” A2, em temperatura ambiente (27°C). Todo o molde foi preenchido com resina composta obtendo-se um espécime na forma de halteres com 4mm de espessura. A inserção do material foi feita em incrementos de 2mm, utilizando uma espátula inoxidável da Cosmedent-G3 (USA) de característica não aderente. Sobre a última camada do material, antes da fotopolimerização, foi colocada uma fita de poliéster e sobre esta foi pressionada uma lâmina de vidro de histologia na qual a ponta do aparelho fotopolimerizador foi apoiada, padronizando a distância da luz até a superfície da resina, e deixando o corpo de prova em resina composta com uma superfície plana e lisa. Como a ponta do aparelho

fotopolimerizador que tem 8mm de diâmetro não é capaz de abranger toda a extensão do molde que tem 20mm, este foi imaginariamente dividido em 3 partes e a projeção da ponta do aparelho fotopolimerizador direcionada sobre a resina em três momentos de 20s para cada um terço do molde. Ao completar o preenchimento, a matriz foi removida da base do aparato e a superfície oposta da resina composta que ficou em contato com a base do molde foi fotopolimerizada em mais 3 passos de 20s. Após a fotopolimerização dos corpos de prova, os mesmos foram removidos da matriz e foram submetidos a um acabamento com lâmina de bisturi nº 15 e disco de lixa. Os espécimes foram armazenados em água destilada à 37°C, durante 24h antes de serem submetidos aos testes.

Grupo 2 - os corpos de prova foram confeccionados nos moldes do Grupo 1 até a fase de fotopolimerização da superfície da resina composta que estava em contato com a base do aparato. A partir daí, os espécimes foram removidos da matriz e colocados dentro de um recipiente de vidro com 10cm de diâmetro em sua parte aberta superior por 5cm de altura e foram submetidos a um processo de pós-polimerização em uma autoclave (Bios – Dabi Atlante) num ciclo aproximado de 45min e em seguida acabados com lâmina de bisturi nº 15 e disco de lixa. Foram armazenados em água destilada à 37°C, durante 24h antes de serem submetidos aos testes.

Grupo 3 - os corpos de prova foram confeccionados também nos moldes do Grupo 1, até a fase de fotopolimerização da superfície da resina composta que estava em contato com base do aparato. A partir daí, os espécimes foram removidos da matriz e colocados em um recipiente de vidro igual ao do Grupo 2, foram submetidos a um processo de pós-polimerização em uma estufa de esterilização à seco (Olidex CZ) por 10min a 160°C. Em seguida, após o esfriamento da resina composta, os espécimes foram acabados com lâmina de bisturi nº 15 e armazenados em água destilada à 37°C, durante 24h antes de serem submetidos aos testes.

Grupo 4 - os corpos de prova foram confeccionados e armazenados exatamente nos moldes do Grupo 3 diferindo apenas no tempo do processo de pós-polimerização dentro da estufa (Olidef CZ) que neste grupo foi de 5min a 160°C.

Grupo 5 - os corpos de prova foram confeccionados nos moldes do Grupo 1, até a fase de fotopolimerização da superfície da resina composta que estava em contato com a base do aparato. A partir daí, os espécimes foram removidos da matriz e colocados em um recipiente de vidro igual ao do Grupo 2 e foram submetidos a um processo de pós-polimerização em um forno de microondas (Sanyo - Lassen Street Chatsworth CA) por 1min na potência máxima e em seguida acabados, e armazenados da mesma forma dos grupos anteriores.

Grupo 6 - os corpos de prova foram confeccionados e armazenados exatamente nos moldes do Grupo 5 diferindo apenas no tempo do processo de pós-polimerização em microondas que neste grupo foi de 2min na potência máxima.

Grupo 7 - os corpos de prova foram confeccionados nos molde do Grupo 1 até a fase de fotopolimerização da superfície da resina composta que estava em contato com a base do aparato. A partir daí os espécimes foram removidos da matriz e passaram por um processo de pós-polimerização que se constitui da imersão na água em ebulição por 5min conforme Dietschi e Spreafico (1997).

Grupo 8 - os corpos de prova foram confeccionados aplicando a resina composta Filtek Z250 e nos mesmos moldes do Grupo 1 até a fase de polimerização da superfície da resina que estava em contato com a base do aparato. Então, a matriz foi removida da base do aparelho utilizado para obtenção do corpo de prova, o espécime de resina composta foi acabado com lâmina de bisturi nº 15 e disco de lixa colocado dentro de um recipiente de vidro para ser novamente fotopolimerizado desta vez na unidade fotopolimerizadora UniXS (Haerus/Kulzer GmbH, Wehrheim/TS, Alemanha) por 180s e armazenado da mesma forma dos grupos anteriores.

Grupo 9 - os corpos de prova foram obtidos utilizando a resina composta de laboratório ArtGlass (Heraeus-Kulzer GmbH, Wehrheim/TS, Alemanha). Esta resina foi colocada em incrementos com auxílio da espátula inoxidável da Cosmedent G3 (USA) de característica não aderente na matriz de aço inoxidável utilizada nos grupos anteriores, e em seguida todo o conjunto (matriz com resina ArtGlass) foi polimerizado na unidade UniXS por 90s para cada incremento. Após estas primeiras etapas de polimerização já com a matriz preenchida, os corpos de prova foram retirados da matriz acabado com lâmina de bisturi nº 15 e disco de lixa e colocado em um recipiente de vidro para ser polimerizado novamente na mesma unidade UniXS desta vez por 180s. Todos os espécimes foram colocados em água destilada a 37°C durante 24h antes do teste.

As resinas compostas utilizadas nessa pesquisa apresentam, as características descritas a seguir, de acordo com seus fabricantes.

4.4 TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

O teste de resistência a tração foi realizado numa máquina “Instron Universal Test” 4444 (Instron Corp., Canton, Mass, USA)(FIG. 8A), sob a velocidade 0,5mm/min. Para tanto, os corpos de prova foram fixados em um aparelho especificamente desenvolvido, constituído de 2 peças metálicas de aço inoxidável que apresentam a superfície interna torneada para adaptação do corpo de prova (FIG. 8B). O espécime foi posicionado adequadamente na canaleta de fixação (FIG. 8C), onde foi submetido a um movimento de tração no longo eixo

do corpo de prova. O aparato foi adaptado à Instron e os espécimes submetidos ao teste de tração.



Figura 8A – Máquina Instron.



Figura 8B – Peças metálicas.

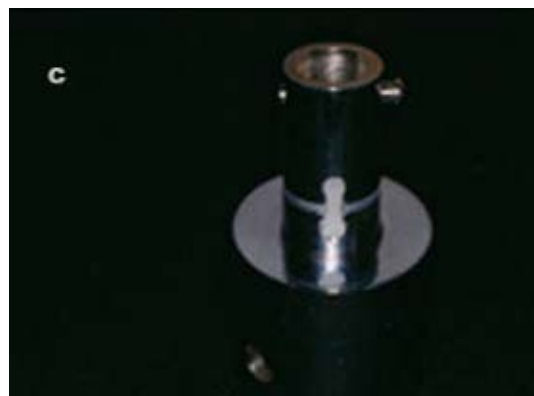


Figura 8C – Espécime posicionado nas peças metálicas.

Para registro dos dados do teste de tração foi elaborada uma ficha para coletar os valores de resistência à tração (APÊNDICE A).

4.5 OBTENÇÃO DO CORPO DE PROVA PARA TESTE DE MICRODUREZA

Para confecção dos corpos de prova que foram submetidos à teste de microdureza superficial utilizou-se à ponta de uma seringa vazia da resina composta W3D – Máster (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH e Co.KG) (FIG. 9). Esta ponta que tem um diâmetro de 5mm foi seccionada possibilitando a obtenção de corpos de prova com 3mm de altura por 5mm de diâmetro. Estas secções foram executadas com um disco diamantado de dupla face (Superflex 273 D série E/Intensiv – Swiss Dental Diamond) preso a uma peça reta de um micromotor (N270, Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo) e as bordas da matriz foram acabadas com lixa de granulação 600 (3M-211Q) e lixa 1200/4000 (Silicon Carbide) montadas no prato giratório da politriz-DP-10 (Panambra Struers, Dinamarca), girando em baixa rotação. Após pronto, o molde de plástico foi lubrificado nas suas paredes internas com vaselina líquida e foi feito o preenchimento com as resinas compostas em uma só porção utilizando a espátula inoxidável da Cosmedent G3 (USA). Apoiou-se o conjunto matriz/resina em uma fita de poliéster sobre uma placa de vidro e sobre este, foi pressionado uma lâmina de vidro que permitiu o escoamento do excesso de resina e padronizou a distância da ponta de luz até a superfície da resina, e então esta foi polimerizada através do vidro com o aparelho fotopolimerizador de tecnologia LED (Elipar FreeLight – 3M ESPE) por 20s em uma face e mais 20s na outra face da matriz, concluindo o que chamamos de polimerização inicial, sendo que para o grupo 9, essa foi feita durante 90s na unidade UniXS (Kulzer). Após, obteve-se o corpo de prova com formato circular padronizado medindo de 5mm de diâmetro por 3mm de espessura (FIG. 9).



Figura 9 – Matriz utilizada para obtenção dos corpos de prova para o teste de microdureza e corpo de prova finalizado com suas medidas.

Esses corpos de prova após passarem pelo tratamento complementar polimerizador de acordo com os grupos foram então preparados para o teste de microdureza superficial da seguinte forma: juntou-se 10 corpos de provas, um ao lado do outro em círculo sobre uma placa de vidro, e envolvendo eles, posicionou-se um cano de PVC medindo 2,5cm de diâmetro por 2cm de altura com abertura dupla. Este tubo foi lubrificado internamente e preenchido com resina epóxi (FIG. 10).



Figura 10 – Resina epóxi e tubos de PVC.

Após a presa da resina epóxi, removeu-se o bloco de resina contendo os 10 corpos de prova do tubo de PVC e obteve-se um conjunto constituído de 10 corpos de prova de resina composta fixados na superfície de um bloco rígido de resina epóxi no formato padrão de 2,5cm de diâmetro por 2cm de altura (FIG. 11).



Figura 11A – Blocos em resina epóxi contendo espécimes de RC para o teste de microdureza.



Figura 11B – Vista em detalhe dos espécimes incluídos.

Os corpos de prova foram montados desta forma na resina epóxica para possibilitar uma adequada empunhadura, a fim de submeter os espécimes ao acabamento e polimento. Estes procedimentos de acabamento e polimento foram feitos utilizando lixa d'água numa seqüência de 220, 400, 600, 1200 e 1500 de granulação (FIG. 12A). Em um prato giratório de uma politriz DP-10 (Panambra Struers, Dinamarca) em baixa velocidade (FIG. 12B) e o polimento final foi feito sobre um disco de feltro embebido com um lubrificante a base de água e pastas diamantadas nas granulações de $1\mu\text{m}$ e $\frac{1}{2}\mu\text{m}$ com a mesma politriz.



Figura 12A – Lixas para acabamento e polimento dos corpos de prova para o teste de microdureza superficial.

Figura 12B – Detalhe do polimento sendo executado.

Sempre entre uma etapa e outra de acabamento e polimento, os blocos contendo os espécimes foram submetidos a um banho ultra-sônico (Ultrasonic Cleaner 1440D) com água destilada por 3min. Ao final dessas etapas de polimento os espécimes foram novamente mergulhado em água destilada renovada e limpos por mais 3min no aparelho de ultra-som (FIG. 13). Dessa forma os corpos de provas ficaram prontos para serem submetidos ao teste de microdureza superficial.



Figura 13 – Aparelho utilizado para o banho ultra-sônico dos espécimes.

4.6 METODOLOGIA UTILIZADA PARA O TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL

Foram confeccionados um total de 90 espécimes distribuídos em 9 grupos. Cada grupo composto de 10 espécimes. Os 10 espécimes que constituíram cada grupo passaram pela polimerização inicial com um sistema de polimerização de tecnologia LED como já descrito, utilizando um aparelho Elipar FreeLight (3M ESPE), com exceção dos espécimes do Grupo 9 e passaram também por processo de pós-polimerização com exceção dos espécimes do Grupo 1, exatamente igual aos realizados nos grupos distribuídos para o teste de resistência a tração. Este número de 10 amostras, fixados com resina epóxi dentro do tubo de PVC, formaram uma mesma base e dessa forma permitiram que fossem submetidas ao teste de dureza em conjunto por grupo e não por amostra, o que simplificou e tornou o teste mais rápido.

4.7 TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL

Cada cilindro de resina epóxica contendo 10 espécimes ou amostras foram fixados com cera utilidade (Epoxiglass, Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda, Diadema, SP, Brasil) sobre uma placa de vidro. Após o posicionamento o cilindro foi submetido a uma prensagem parcial (penetração parcial na cera). Este procedimento possibilitou que os corpos de prova ficassem planificados em um mesmo nível entre si (FIG. 14A), a fim de serem submetidos ao teste. Para análise de microdureza superficial foi utilizado o microdurômetro (Shimadzu HMV-2000, Shimadzu, Japão) (FIG. 14B).



Figura 14A – Aparelho utilizado para prensagem.



Figura 14B – Microdurômetro.

Usou-se o edentador tipo Knoop (FIG. 15). Foram feitas 3 edentações, em áreas que permitissem melhor visualização das edentações (FIG. 16) a fim de fazer uma leitura mais precisa (FIG. 17). Utilizou-se carga estática de 25g por 15s e, então, os resultados foram catalogados.

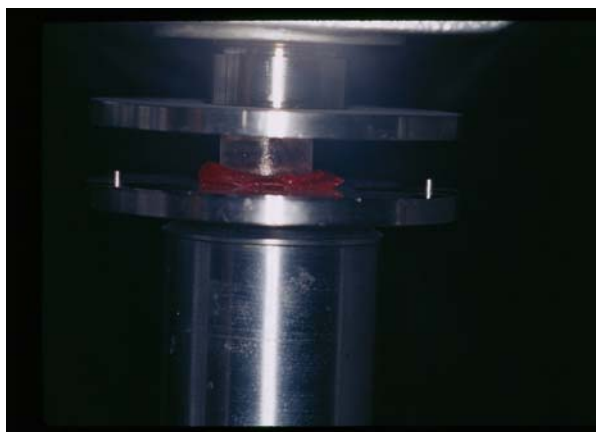


Figura 15 – Vista em detalhe do nivelamento dos espécimes.

Figura 16- Detalhe do Edentador Knoop.

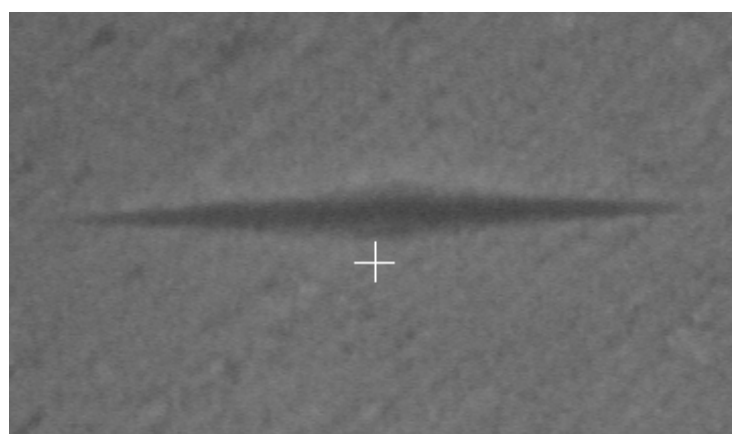
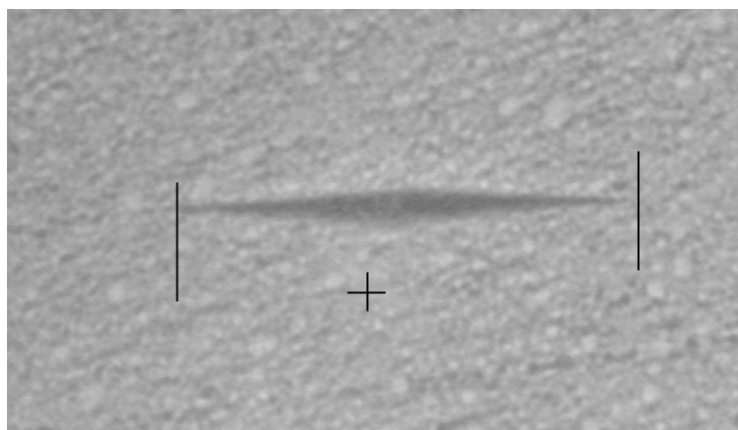


Figura 17 – Visualização da edentação Knoop.

5 RESULTADOS

Os resultados dos dados relativos ao estudo foram submetidos à análise estatística para a comparação entre 9 grupos de tratamentos definidos com relação ao tipo de polimerização inicial e pós-polimerização de 2 resinas compostas utilizadas, em relação às variáveis tração e microdureza.

A análise estatística consistiu de uma parte descritiva, com a determinação das estatísticas descritivas básicas, e de uma parte inferencial, que definiu a similaridade entre os grupos com relação à tração e microdureza.

A análise inferencial foi baseada na Análise de Variância - ANOVA com um fator fixo com 9 níveis e no teste de comparação múltipla de TUKEY, para a identificação das possíveis diferenças entre os tratamentos dos grupos.

5.1 ANÁLISE DESCRITIVA

Foram realizados 2 testes sobre os espécimes, os quais foram:

- a) teste de tração (Newtons) – foram realizadas uma medida em cada espécime de cada grupo (TAB. 1);

b) teste de microdureza (Knoop) – foram realizadas 3 medidas (triplicata) em cada espécime de cada grupo, utilizou-se a média dessas 3 medidas nas análises (TAB. 2).

Foram definidos 9 grupos de tratamento, nos quais os espécimes foram submetidos, que estão apresentados na TAB. 1.

Tabela 1 - Resultado do teste de tração (Newton).

Grupo	n	Mínimo	Mediana	Máximo	Média	Desvio Padrão	CV
1	10	342,6	453,5	644,0	468,1	107,9	23,1%
2	9	283,6	480,5	689,7	467,8	130,9	28,0%
3	10	300,1	456,2	657,2	464,9	122,8	26,4%
4	10	278,3	412,5	714,9	440,6	146,5	33,2%
5	9	344,2	493,4	694,2	494,6	108,5	21,9%
6	10	286,3	468,5	708,5	495,3	138,9	28,0%
7	10	275,5	549,3	720,8	529,5	159,0	30,0%
8	10	358,0	577,2	721,6	557,6	105,8	19,0%
9	10	366,4	459,4	647,5	476,5	97,6	20,5%

Pela TAB. 1 observa-se uma grande variabilidade das medidas realizadas, pois os valores dos coeficientes de variação (CV) apresentaram um valor médio de aproximadamente 25%.

Tabela 2 - Resultado do teste Microdureza (Knoop).

Tratamento	N	Mínimo	Mediana	Máximo	Media	Desvio Padrao	CV
1	10	101,2	103,9	108,7	104,4	2,6	2,5%
2	10	101,4	109,8	115,0	109,5	4,2	3,8%
3	10	95,4	102,9	110,3	103,5	5,1	5,0%
4	10	97,7	108,0	116,7	107,6	5,5	5,1%
5	10	87,9	98,9	105,0	98,9	5,0	5,1%
6	10	98,6	103,4	105,9	103,1	2,6	2,5%
7	10	94,2	95,9	100,4	96,8	2,5	2,5%
8	10	92,4	95,7	99,6	95,8	2,6	2,7%
9	10	57,3	59,6	63,9	60,2	1,9	3,1%

Pela TAB. 2 observa-se uma pequena variabilidade das medidas realizadas, visto que os valores dos coeficientes de variação (CV) apresentaram um valor médio de aproximadamente 3,6%, com maior valor igual a 5,1%.

5.2 ANÁLISE INFERENCIAL

As estimativas das médias e erros padrões apresentadas nesta parte do estudo foram obtidas a partir da aplicação de modelos estatísticos da ANOVA.

Pela TAB. 3 observa-se que não há diferença significativa estatisticamente ($p=0,5916$) entre as médias dos grupos com relação ao teste de Tração, em nível de significância de 5%.

Tabela 3 – Resultados da ANOVA para a Tração.

Fonte de variação	DF	SQ	QM	F	Valor p
Grupo	8	103.374,67	12921,83	0,81	0,5916
Resíduo	79	1.252.660,62	15856,46		
Total	87	1.356.035,29			

Pela TAB. 4 pode-se observar, que há diferença significativa estatisticamente ($p<0,0001$) entre os tratamentos, em nível de significância de 0,05 (5%).

Tabela 4 – Resultados da ANOVA para a Microdureza.

Fonte de variação	gl	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F	Valor p
Grupos	8	17.576,11	2.197,01	153,19	<0,0001
Resíduo	81	1.161.70	14,34		
Total	89	18.737,81			

Na TAB. 5 estão apresentados os resultados do teste de Tukey para as médias do teste da Microdureza. Tratamentos com mesma letra não são estatisticamente diferentes.

Tabela 5 – Resultados do teste de Tukey da Microdureza.

Agrupamento Tukey	Grupo	Média	Erro Padrão
A	2	109,5	1,20
A B	4	107,6	1,20
A B	1	104,4	1,20
B C	3	103,5	1,20
B C	6	103,1	1,20
C D	5	98,9	1,20
D	7	96,8	1,20
D	8	95,8	1,20
E	9	60,2	1,20

De acordo com a TAB. 5 pode-se afirmar que:

- a) o tratamento do Grupo 2 difere estatisticamente dos tratamentos dos grupos 3, 6, 5, 7, 8 e 9 com relação a microdureza média;
- b) os tratamentos dos Grupos 1 e 4 diferem estatisticamente dos tratamentos dos grupos 5, 7, 8 e 9 com relação a microdureza média;
- c) os tratamentos dos Grupos 3 e 6 diferem estatisticamente dos tratamentos dos grupos 2, 7, 8 e 9 com relação a microdureza média;
- d) o tratamento do Grupo 5 difere estatisticamente dos tratamentos dos grupos 2, 4, 1, 9 com relação a microdureza média;

- e) os tratamentos dos Grupos 7 e 8 diferem estatisticamente dos tratamentos dos grupos 2, 4, 1, 3, 6 e 9 com relação a microdureza média;
- f) o tratamento do Grupo 9 difere estatisticamente dos tratamentos dos demais grupos com relação a microdureza média, apresentando o menor valor médio.

6 DISCUSSÃO

As resinas compostas vêm passando por mudanças na sua formulação ao longo dos últimos anos, desde o seu desenvolvimento com a introdução da molécula orgânica de Bisfenol A e glicidil metacrilato (BIS-GMA). Essa formulação segundo Leinfelder (1997) tinha o objetivo de melhorar as propriedades dessas resinas e proporcionar melhor desempenho nas restaurações oferecendo maior resistência ao desgaste, menor contração de polimerização, menor absorção de água e ser consideravelmente superior às formulações anteriores baseadas em materiais acrílicos. As resinas compostas geralmente consistem de uma matriz resinosa, partículas de carga, iniciadores de polimerização e agente de união. As principais modificações se deram principalmente nas partículas de carga e no mecanismo de polimerização. Uma das primeiras alterações ocorridas nesse material foi a mudança nos sistemas de polimerização que ocorreu por volta do início da década de 1970. A ativação da resina composta para sua polimerização até então só acontecia mediante uma reação química, através da mistura de um componente básico com um ativador (pó e líquido ou pasta/pasta).

É conhecido que as resinas compostas apresentam contração durante a polimerização e, portanto, quando colocadas e polimerizadas diretamente dentro da cavidade dentária esta contração provoca tensões na interface adesiva dente/restauração levando a formação de microfendas podendo ocasionar conseqüências como sensibilidade pós-operatória, infiltração bacteriana, ocorrência de cárie secundária e manchamento marginal. Apresentam ainda um módulo de elasticidade diferente da estrutura dos dentes o que leva a índices de desgaste

diferentes quando dentes restaurados com esses materiais ocluem contra dentes naturais. Ruyter (1992) mostrou que a perda de material compósito devido ao desgaste é maior nos primeiros 24 meses após a colocação da restauração. Este alto desgaste inicial é provavelmente devido: a elevada abrasão na superfície de contato associada com expansão proveniente da absorção de água, inadequado polimento da restauração e abrasão da área superficial com incompleta conversão de monômero em polímero por causa da inibição do oxigênio. A dureza de superfície bem como resistência a fratura são, portanto, propriedades mecânicas importantes que devem ser consideradas no desenvolvimento e evolução dos materiais restauradores.

Na decisão de restaurar dentes posteriores com resina composta diretamente sobre as cavidades dentárias preparadas, alguns importantes problemas devem ser observados: a contração de polimerização em torno de 2% a 3,5% em volume segundo Lutz et al. (1983) ou de 2,6% a 7,1% em volume segundo Baratieri et al. (2001); módulo de elasticidade que quando é alto em uma resina significa que ela é extremamente rígida, o que as torna incapaz de aliviar as tensões induzidas dentro da cavidade dentária quando da contração de polimerização, tendo como resultado caso a união seja efetiva, a deformação da estrutura dental por trincas no esmalte, fraturas de cúspides ou gerar tensões demais sobre o dente, implicando em sensibilidade pós-operatória de duração indeterminada. Comparando as resinas autopolimerizáveis (sistema pasta/pasta) com as fotopolimerizáveis observou-se que as duas contraem igualmente, mas as primeiras geram menor tensão de polimerização, pois possuem mais tempo para aliviar as tensões geradas, ou seja, as resinas autopolimerizáveis permanecem mais tempo na fase pré-gel protelando o ponto G que é o ponto que define quando a resina já não é mais passível de deformação. Essas limitações encontradas nas restaurações diretas variam de acordo com a configuração da cavidade (fator C). Esse fator expressa numericamente a previsibilidade da restauração falhar adesivamente.

. Na tentativa de minimizar a soma desses efeitos adversos associados com o método direto de restaurações com resina composta em especial nos dentes posteriores e oferecer alternativas as tradicionais restaurações metálicas fundidas e cerâmicas, fabricantes desenvolveram um sistema de resinas compostas que se caracteriza por um processo de polimerização extra-oral conhecido primariamente como “resina de laboratório” para uso indireto em dentes posteriores. As restaurações executadas com essas resinas são realizadas em cavidades classificadas convencionalmente como inlay, onlay ou overlay.

Existem basicamente 2 métodos para confecção dos inlays/onlays com resina composta de acordo com Dietschi e Spreafico (1997) e Baratieri et al.(2001), conhecidos como semidireto e indireto. No método semidireto a restauração é realizada no próprio dente do paciente após o preparo e lubrificação da cavidade para adequado isolamento; polimerização inicial pela técnica convencional é realizada e então a restauração é removida do preparo e adicionalmente polimerizada com calor; luz; pressão, calor, luz e pressão conjuntamente ou apenas duas combinações, dependendo da marca comercial do sistema utilizado em um forno ou câmara de polimerização para posterior acabamento, polimento e cimentação no dente. No método indireto, é realizada uma moldagem do preparo e a restauração é confeccionada sobre um modelo troquelado (realizado em um laboratório de prótese ou no próprio consultório) que pode ser de gesso, silicone ou poliéter. Após a conclusão da restauração, a mesma é cimentada no dente. O método semidireto tem a vantagem de permitir a realização da restauração em uma única consulta, apenas o dentista necessita ter um processador para polimerização complementar da resina composta, ou pode utilizar um dos métodos estudados nessa pesquisa. O método indireto tem como vantagens a construção da restauração fora da boca, poupando tempo clínico ao paciente e operador permitindo maior visualização do preparo e conseqüentemente, facilitando as etapas de escultura possibilitando uma restauração mais adequada do ponto de vista de restabelecimento

do contato proximal, anatomia oclusal, polimento e adaptação cavosuperficial. Liberman et al. (1997) observaram que tanto o método semidireto como o indireto na confecção de inlay, reduzem o grau de infiltração marginal em restaurações de resina composta comparados com o método direto mesmo quando utilizado compósitos convencionais.

A técnica indireta com resina composta tem sua importância pela facilidade na obtenção de melhores restaurações no que diz respeito a contorno anatômico, oclusão, contato proximal, polimento e adaptação marginal. Além disso, seus métodos de polimerização prometem uma melhor conversão do monômero em polímero.

Os primeiros sistemas de compósitos indiretos foram desenvolvidos nos finais de 1980 e início de 1990 segundo Shellard e Duke (1999). Esses envolviam um tratamento polimerizador com calor e calor e pressão. O Concept Inlay/Onlay System (Ivoclar), o Coltene Brilliant Dentin System (Coltene/Whaledent) e o Herculite XRV Lab System (Kerr) são, segundo esses autores, as principais marcas comerciais representantes dessa primeira geração de compósitos indiretos. Por outro lado, segundo Touati e Aidan (1997), a primeira geração de compósitos indiretos foi representada por Dentalcolor (Kulzer), SR Isosit N (Ivoclar) e Visio-Gem (Espe) sendo o Herculite XRV Lab incluído nos compósitos de geração intermediária. Mas o fato desse tipo de restauração indireta da primeira geração, segundo Araújo (2001), terem suas propriedades físicas limitadas, devido ao tamanho de suas partículas de carga, em torno de $0,04\mu\text{m}$, levando a baixa resistência flexural com conseqüente facilidade para fraturar as cúspides, cristas e istmos; elevado índice de desgaste oclusal e pouca estabilidade de cor, seu uso tornou-se impopular e foi abandonado por muitos clínicos. Poucos anos depois, em 1995, uma nova classe de materiais foi desenvolvida para restaurações indiretas com propriedades mecânicas significativamente melhoradas de acordo com Touati e Aidan (1997) e Araújo (2001), sendo considerada a segunda geração de compósitos laboratoriais ou polividros, dentre esses destacam-se: Artglass (Heraeus Kulzer),

BelleGlass (Belle st. Claire), Conquest (Jeneric Pentron), Columbus (Cendres e Metaux) e Targis (Ivoclar). São compósitos microhíbridos com uma alta densidade de partículas cerâmicas por isso chamado algumas vezes de polímero cerâmico ou cerômeros contendo, ao contrário dos de primeira geração, 66% de partículas inorgânicas e 33 % de matriz orgânica.

Esta segunda geração de materiais desenvolvidos para realizar restaurações pelo método indireto são constituídos na essência de uma matriz de resina composta com diferentes componentes de carga (MANDIKOS et al., 2001). Suas partículas segundo Touati e Aidan (1997), diferem na forma, tamanho e composição, ou seja, são alongadas enquanto as de primeira geração são esféricas, são maiores em torno de 1 a 5 μ m, enquanto as de primeira geração apresentam um tamanho em torno de 0,04 μ m e são constituídas principalmente de vidros de sílica, bário e cerâmicas. A resistência flexural desses compósitos de segunda geração gira em torno de 120 a 150MPa sendo mais alta do que as porcelanas feldspáticas que é de 65MPa, enquanto os compósitos de primeira geração têm uma resistência flexural em torno de 60 a 80MPa. Esses compósitos da segunda geração proporcionam estética com larga escala de cor, croma e opacidade, biocompatibilidade e preservação de tecido. São indicados primariamente para restaurações inlay/onlays, laminados, coroas de jaqueta e também para restaurações sobre implantes com as vantagens de proporcionar carga progressiva sobre a prótese suportada por implante, facilidade de reparo diretamente na boca, modificações e ajustes de contato proximal, e permitem a redução de estresse oclusal em casos de bruxismo por causa de sua resiliência.

Leinfelder (1997) estudou o desenvolvimento das resinas compostas indiretas desde a sua fabricação enfatizando na resina BelleGlass e ArtGlass, a possibilidade dessas virem a substituir as restaurações de amálgama ou cerâmicas. O autor direcionou sua avaliação na resistência ao desgaste desses materiais considerando, portanto, a dureza uma importante propriedade capaz de habilitar materiais a substituírem os tradicionais amálgamas e

cerâmicas. O autor concluiu que por serem muito novos na ocasião, aqueles materiais não tinham dados clínicos suficientes para serem considerados substitutos totais das cerâmicas.

Passados mais de 6 anos do estudo realizado por Leinfelder (1997) e baseado nos resultados de nossa pesquisa, podemos afirmar que a resina ArtGlass possui propriedade mecânica de dureza de superfície, inferior a uma resina composta de uso direto na cavidade, sugerindo que uma simples resina comercializada para uso direto possa também ser utilizada para confecção de restaurações pelo método indireto sem comprometimento no quesito dureza. Essa afirmação esta de acordo com resultado de estudo realizado por Tanoue; Matsumura; Astuta (2000c) onde salientaram que o tratamento com calor na pós-polimerização, não é necessário quando o material é exposto primariamente a uma unidade de cura de alta intensidade de luz.

Liberman et al. (1997) ressaltaram que tanto no procedimento semidireto como no indireto, há uma redução no grau de microinfiltração marginal mesmo quando usando compósito convencional, corroborando com o fato de que as resinas que são desenvolvidas especificamente para serem usadas nas técnicas semidiretas e indiretas podem ser substituídas pelas resinas compostas convencionais sem comprometimento do desempenho da restauração. As diferenças existentes entre algumas propriedades das resinas diretas e indiretas de primeira ou segunda geração de acordo com Mandikos et al. (2001) e Oertli; Mandarino; Guerreiro (2002) são devido o método de polimerização destas ser diferente e não por causa apenas de suas composições químicas. Essas conclusões são corroboradas com nosso trabalho onde o ArtGlass que é uma resina de segunda geração dentro dos compósitos indiretos e polimerizados com luz de Xenônio apresentou uma dureza superficial inferior ao Z250 que é uma resina de uso direto polimerizada com luz de tecnologia LED.

A maioria das pesquisas sobre restaurações indiretas mostra que há uma diminuição nos efeitos da contração de polimerização em relação às restaurações diretas pois utiliza-se a

resina composta sobre um troquel de gesso, silicone ou poliéter fazendo com que a contração que gira em torno de 2% a 4,3% (RUYTER, 1992) ocorra totalmente fora da cavidade dentária preparada. O processo de polimerização secundária (pós-polimerização) através do tratamento com calor ou com luz e calor ao qual estas restaurações indiretas são submetidas proporcionam uma maior estabilidade ao sistema. Scheibenbogen et al. (1998) avaliaram o comportamento clínico de 47 restaurações inlay com compósito colocadas e encontraram 94% delas em excelentes condições após o período de 1 ano.

Além da alta qualidade dos materiais e de um sistema eficiente de adesão dentinária, o êxito em longo prazo de restaurações de resinas compostas bem como a dureza média desses materiais depende de um sistema de polimerização de acordo com Oertli; Mandarino; Guerreiro (2002). Seguindo o processo evolutivo dos sistemas restauradores com resina compostas uma outra fonte de polimerização foi desenvolvida na tentativa de melhorar ainda mais a efetividade da polimerização sem trazer tensões internas às restaurações. Estas são as unidades fotopolimerizadoras a base de LED. Apesar da popularidade da tecnologia halógena para polimerização de materiais de resina composta, essa traz muitos problemas como, por exemplo, a lâmpada halógena tem um tempo de vida útil limitado de aproximadamente de 40 a 100h. Além disso, o refletor e o filtro dessas unidades sofrem degradação com o tempo devido à alta temperatura de operação e a alta quantidade de calor produzida durante os ciclos. Isto resulta na redução da efetividade de polimerização com o tempo, tendo como implicação clínica uma menor polimerização das resinas compostas restauradoras com pobres propriedades físicas aumentando o risco de falhas prematuras das restaurações.

Em comparação com as lâmpadas convencionais, a luz produzida pelos LEDs possui uma distribuição espectral mais estreita. Esta é a principal diferença entre a luz produzida pelos LEDs e as produzidas pelas lâmpadas halógenas. Os LEDs com energia adequada

produzem apenas a faixa de comprimento de onda desejada. Conseqüentemente, este método inovador de geração de luz é a maneira mais eficiente para converter uma corrente elétrica em luz e sensibilizar a canforoquinona que é o iniciador de polimerização da maioria das resinas compostas inclusive as que estão sendo utilizadas nessas pesquisa. Kurachi et al. (2001) estudaram a dureza de resina composta polimerizada por 5 fotopolimerizadores LED e fizeram uma comparação com uma unidade fotopolimerizadora convencional de luz halógena, afirmando que aumentando o tempo de exposição ou utilizando camadas de espessuras mínimas os LEDs utilizados por eles proporcionaram resultados de dureza aceitáveis.

Outros trabalhos como de Asmussen e Peutzfeldt (2003) forneceram mais sustentação para utilizarmos o LED na nossa pesquisa, pois estudaram a influência da polimerização por LED nas propriedades das resinas compostas com o objetivo de investigar a eficácia de 2 unidades de polimerização por LED disponíveis no mercado. A unidade LED Free Light (3M ESPE, mesma utilizada em nossa pesquisa) apresentou valores médios de grau de conversão, profundidade de polimerização, contração de polimerização e resistência flexural sem diferenças significativas, estatisticamente, comparados aos valores obtidos pela fotoativação com a unidade convencional de luz halógena XL3000 (3M ESPE) sobre a resina Z250.

Em nossa pesquisa, utilizou-se nos 8 primeiros grupos a resina Z250 desenvolvida para uso direto na cavidade preparada e uma polimerização inicial com os aparelhos fotopolimerizadores de tecnologia LED, com uma intensidade de aproximadamente $400\text{mW}/\text{cm}^2$, seguidos de uma polimerização complementar variada de acordo com os grupos conforme descrito na metodologia desse trabalho. Embora Silva; Araújo; Francisconi (2002) tenham relatado que a técnica de fotoativação seqüencial proporciona uma maior dureza na superfície das resinas, utilizamos na polimerização inicial com LED, a técnica de fotoativação no modo *standard* para os 8 primeiros grupos. No nono e último grupo utilizamos uma resina composta desenvolvida para uso indireto o “Artglass” cuja restauração é fabricada em um

laboratório de prótese, e posteriormente cimentada na cavidade dentária preparada. O processo de polimerização utilizado para esse grupo foi realizado seguindo rigorosamente as instruções dos fabricantes, ou seja, uma fotopolimerização inicial de 90s e uma final de 180s em uma unidade própria. Observamos através do resultado obtido no Grupo 1, onde utilizamos apenas o LED, um dos maiores valores de dureza, o que nos leva a deduzir que o LED apresenta boa eficácia, semelhante, portanto, aos resultados obtidos por Kurachi (2001), Asmussen e Peutzfeldt (2003). A escolha pelos aparelhos utilizados para as polimerizações complementares sugeridas nesse estudo foi baseada no fato de que a maioria das clínicas odontológicas tem um ou mais desses aparelhos que transmitem calor o que permitem sua utilização de maneira prática e fácil por parte do profissional sem a necessidade de encaminhamento para um laboratório de prótese dentária o qual comumente tem as unidades polimerizadoras específicas para esse fim.

Em nossos resultados encontramos peculiaridades que nos permitem considerá-las. Quando comparamos o Grupo 1 e 2 verificamos uma média nos valores de microdureza muito próximos, com valores discretamente maior para as amostras do Grupo 2 (109,5KHN) onde a pós-polimerização foi feita em autoclave por 45min. Nas amostras do Grupo 1, onde não houve pós-polimerização, os valores médios de microdureza foram de 104,4KHN e os valores médios para o teste de resistência a tração foram praticamente iguais entre as amostras do Grupo 1 e 2 com 468,07N e 467,83N, respectivamente. Portanto, de acordo com a análise estatística não houve diferenças significativas entre esses grupos para ambos os testes. Isto significa dizer que a pós-polimerização não acrescentou alteração nos valores das propriedades pesquisadas neste experimento.

As amostras do Grupo 1 com os valores já mencionados, apresentaram um valor médio das amostras ligeiramente maior comparando com as amostras do grupo 3 pós-polimerizados em estufa a 160°C por 10min onde o valor médio de microdureza foi de

103,5KHN e o valor médio de resistência a tração de 464,92N. Em ambos os testes estes grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Quando comparamos o Grupo 1 com o 4, pós-polimerizadas em estufa a 160°C por 5min, observamos valores médios de microdureza ligeiramente maior neste do Grupo 1. Para a resistência a tração tiveram valores médios menores que do Grupo 1. Porém, sem diferenças estatísticas significativas entre si para ambos os testes. Esses 2 grupos, no entanto apresentaram diferenças estatísticas significativas com valores de dureza maiores quando comparados com os grupos 5, 7, 8 e 9.

Na comparação de microdureza com as amostras do Grupo 5 onde a pós-polimerização foi feita em energia de microondas por 1min houve uma diferença estatisticamente significativa com maiores valores de dureza para o Grupo 1 com 104,4KHN contra 98,9KHN para o Grupo 5. Comparando o Grupo 1 com as amostras do Grupo 6 onde a pós-polimerização foi feita também em microondas, mas por 2min, os valores médios de microdureza já apresentaram uma diferença menor sem importância estatisticamente significativa. Portanto, para a dureza superficial das resinas compostas, tanto aquelas submetidas à energia de microondas emitida por 1min como aquelas submetidas por 2min obtiveram valores menores do que o grupo controle sem a pós-polimerização. Poderíamos afirmar que o tempo de 1min sob energia de microondas, prejudicou os resultados, levando a valores menores que o grupo controle.

Para resistência a tração, os valores médios das amostras dos Grupos 5 e 6 foram ligeiramente superiores aos valores do Grupo 1. Para o Grupo 5 foi de 494,6N e para o Grupo 6 foi de 495,28N ressaltando que os valores médios do grupo 1 foram de 469,07N. Estas diferenças não foram significantes estatisticamente. Zarranz et al. (2003) analisando a possível influência da energia de microondas na resistência flexural de resinas compostas afirmaram que esta fonte de polimerização complementar não influenciou nos valores dessas

propriedades das resinas compostas da mesma forma que em nossa pesquisa, a energia de microondas não afetou significativamente a resistência à tração.

Nesta comparação o Grupo 7 onde a pós-polimerização foi feita mergulhando as amostras embaladas em um saco plástico na água em ebulição por 10min, os valores de microdureza foram inferiores aos do Grupo 1 com diferenças estatisticamente significantes. Em relação a resistência a tração as amostras do Grupo 7 apresentaram valores médios maiores sem diferenças estatísticas significativas entre estes grupos.

No Grupo 8 onde a pós-polimerização foi feita sem calor, mas com uma câmara com emissão de luz Xenônio os valores médios de microdureza foram mais baixos do que os valores do Grupo 1. Essa diferença foi estatisticamente significativa, o que nos leva a afirmar que não há necessidade da utilização de câmaras fotoativadoras especiais para complementar polimerização. Para a resistência a tração as amostras do Grupo 8, por outro lado, apresentaram um valor médio superior aos valores do Grupo 1, mas sem diferenças estatísticas significativas, confirmando a ineficácia desse método complementar de polimerização.

Na comparação dos Grupos 1 e 9 observou-se uma grande diferença nos valores médios obtidos para o teste de microdureza. O Grupo 9 utilizou a resina composta ArtGlass que, segundo seu fabricante, é utilizada para restaurações indiretas, sugerindo, portanto, melhores propriedades mecânicas, devido também ao seu método de polimerização especial que é feito em uma unidade que tem uma fonte de luz de Xenônio emitindo essa luz por 20 milissegundos, com uma variação de 80 milissegundos de escuridão. Uma polimerização inicial é feita por um período de 90s e uma polimerização final por 180s. No Grupo 1 onde utilizou-se a resina Z250 (desenvolvidas de acordo com seu fabricante para restaurações diretas) sem polimerização complementar, encontrou-se um valor médio de microdureza entre as amostras de 104,4KHN como já mencionado, e os valores das amostras do Grupo 9 foram de apenas

60,2KHN. Esses valores retratam uma diferença estatística significativa, segundo a análise estatística realizada pelo teste de Tukey. Por outro lado no teste de resistência à tração, a análise estatística não mostrou diferenças significativas entre os valores médios obtidos que foram de 476,45N para as amostras do Grupo 9 e 468,07N para as do Grupo 1.

A análise estatística para o teste de microdureza nos revelou os seguintes valores em ordem decrescente de dureza: **Grupo 2** = 109,5KHN; > **Grupo 4** = 107,6KHN; > **Grupo 1** = 104,4KHN; > **Grupo 3** = 103,5KHN; > **Grupo 6** = 103,1KHN; > **Grupo 5** = 98,9KHN; > **Grupo 7** = 96,8KHN; > **Grupo 8** = 95,8KHN; > **Grupo 9** = 60,2KHN. Baseado na análise estatística de Tukey pode-se elaborar outros 5 grupos de acordo com o nível de significância, ou seja, grupos que não apresentaram diferenças estatísticas significantes entre si: **Grupo A** = constituído dos grupos 2, 4 e 1; **Grupo B** = constituído dos grupos 4, 1, 3 e 6; **Grupo C** = constituído dos grupos 3, 6 e 5; **Grupo D** = constituído dos grupos 5, 7 e 8; **Grupo E** = constituído do grupo 9.

O Grupo A onde encontramos os maiores valores de dureza, contém, o Grupo 2 confeccionado com a resina Z250 polimerizado com LED e pós-polimerizado em autoclave por 45min e que apresentou valor superior a todos os demais grupos. Isso quer dizer que esse método de pós-polimerização proporcionou a maior taxa de conversão, uma vez que a dureza esta diretamente relacionada com a conversão de monômeros em polímeros. No entanto, outros fatores além da pós-polimerização, conforme Neves et al. (2002) e Shellard e Duke (1999) podem influenciar essa conversão, uma vez que o Grupo 1, que não teve nenhum método de pós-polimerização, não apresentou diferenças estatísticas significantes em relação aos grupos pós-polimerizados com autoclave, estufa por 5min, estufa por 10min e microondas por 2min.

O Grupo E constituído pelo Grupo 9 apresentou menor valor médio de microdureza. Este foi confeccionado com resina ArtGlass e o sistema de polimerização utilizado foi o

recomendado pelo próprio fabricante, sendo o único que apresentou diferenças significativas estatisticamente em comparação com todos os demais grupos ($p < 0,0001$). E isso pode ter sido devido ao fato de seu sistema de polimerização (por não utilizar calor), limitar a conversão de monômeros em polímeros o que pode ser benéfico do ponto de vista de adesão, uma vez que excessiva temperatura na pós-polimerização pode, segundo Quance et al. (2001) comprometer o potencial de adesão com cimentos resinosos por causa da média de vida dos radicais livres ser drasticamente reduzida. Ou pode ser de acordo com Sthal et al. (2000) devido ao fato de haver uma alta absorção no espectro de luz pela canforoquinona proporcionado pelos LEDs sobre a resina convencional Z250 oferecendo a esta maior conversão do que aquelas que não utilizaram o LED.

Comparando os resultados do Grupo 8 e 9 isoladamente observamos que ambos tiveram valores de dureza mais baixos que todos os demais, sendo os do Grupo 9 estatisticamente significantes, o que nos leva a afirmar que a resina composta ArtGlass tem uma dureza superficial inferior a resina composta Z250 nestas condições experimentais, ainda que tenha sido usado o mesmo método de pós-polimerização como no caso desses grupos, e essa afirmação é semelhante a Mandikos et al. (2001).

No teste de resistência à tração, na realidade mediu-se em nosso experimento apenas o valor de carga nominal para fratura e observou-se um discreto aumento no grupo em que a resina Z250 foi submetida a uma pós-polimerização com a câmara fotopolimerizadora UniXS comparando com os demais métodos testados. Em uma ordem decrescente de valores dos grupos em relação à leitura da carga observou-se a seguinte seqüência: Grupo 8 onde a resina Z250 foi fotoativada com LED e pós-polimerizada com UniXS; Grupo 7 onde a resina Z250 foi fotoativada com LED e pós-polimerizada com calor através da permanência na água em ebulição por 10min; Grupo 6 onde a resina Z250 foi fotoativada com LED e pós-polimerizada em um aparelho de microondas por 2min ; Grupo 5 igual ao Grupo 6, porém, com apenas

1min no microondas; Grupo 9 onde a resina utilizada foi o ArtGlass fotoativado por 90s e depois por 180s na unidade UniXS; Grupo 1 controle em que apenas foi feita a fotoativação com LED utilizando a resina Z250; Grupo 2 onde a resina Z250 foi fotoativada com LED e pós-polimerizada com calor de uma autoclave em ciclo de 45min; Grupo 3 onde a resina Z250 foi fotoativada com LED e pós-polimerizada com calor seco em uma estufa por 10min a 160°C e Grupo 4 onde a resina Z250 foi fotoativada também com LED e pós-polimerizada também com calor seco em uma estufa por 10min a 160°C. Porém, esses valores obtidos nas médias dos grupos, não tiveram diferenças significativas estatisticamente ($p=0,5916$).

Wendt (1987a) realizando pesquisa onde avaliou a influência do calor seco em algumas propriedades como resistência a tração diametral, resistência compressiva e estabilidade dimensional marginal de 3 resinas compostas concluiu que: o uso do calor como método de polimerização secundária aumentou a resistência à tração diametral dos compósitos testados; porém, a resistência compressiva das resinas testadas não aumentou nem diminuiu com calor; a adição do calor não fez com que o material se tornasse mais frágil na maioria dos casos. Em relação a resistência a tração estes resultados diferiram do nosso estudo que não encontrou diferenças significativas com a aplicação de calor.

Por outro lado, nossos resultados foram os mesmos encontrados por Wendt (1997b, 1989) em relação a influência do calor na microdureza, podendo sugerir que realmente o calor aplicado como fonte de polimerização complementar às resinas fotopolimerizadas aumenta a dureza superficial das mesmas, uma vez que em nosso estudo o grupo 8 e 9 que não utilizaram calor apresentaram os menores valores de microdureza. Ao contrário, no entanto, do estudo conduzido por Kanka III (1989) que avaliou o efeito do calor seco sobre 3 resinas fotopolimerizadas, e concluiu que o tratamento da resina composta por calor não aumenta diretamente a dureza superficial, e sim acelera a polimerização, e o principal benefício é a estabilidade dimensional que resulta da aplicação do calor. Contudo Shellard e Duke (1999) e

Quance et al. (2001) afirmaram que o calor melhora a conversão de polimerização, mas, diminui a quantidade de radicais livres finais disponíveis para adesão dos compósitos ativados.

Em relação às medidas dos valores de carga nominal para fratura nosso estudo não encontrou diferenças entre os diversos métodos de polimerização complementar, ao contrário do estudo desenvolvido por Covey et al. (1992) que, utilizando o calor em um forno DI500 da Coltene a 120°C por 7min em diversas resinas com partículas de cargas diferentes observaram melhoras na resistência a tração diametral na maioria dessas em torno de 16%, e que o compósito com alto conteúdo de carga inorgânica registrou uma maior resistência a tração do que as resinas híbridas e microparticuladas. Nesse mesmo estudo, no entanto, a resina Multifil VS (Kulzer) de partículas híbrida não apresentou diferenças estatisticamente significativa na resistência a tração diametral quando somente fotopolimerizadas ou tratadas com calor semelhante, portanto, ao resultado encontrado por nossa pesquisa. Ao contrário, por outro lado de nossos resultados, um estudo desenvolvido por Wendt (1987a) onde após a polimerização inicial com uma unidade fotoativadora Coe-Lite (Coe Laboratories) avaliou a influência do calor seco a várias temperaturas por 10min nas propriedades físicas das resinas compostas e, encontrou um aumento na resistência a tração diametral com a polimerização secundária em forno obtendo taxas mais altas a 200°C.

Adabo; Cruz; Zanarotti (1997) afirmaram também que a pós-polimerização nas resinas compostas aumenta a dureza das mesmas, independente da fonte utilizada: estufa de esterilização (calor) ou light-box (luz/calor) diferente em parte do resultado encontrado na presente pesquisa, em que o aumento da dureza dependeu da fonte de calor e do tempo empregado. No entanto, no Grupo 1, que não sofreu polimerização complementar, apresentou maiores valores de dureza em relação aos Grupos 5, 7 e 8 que utilizaram, respectivamente, microondas por 1min, água em ebulição por 10min e uma câmara de luz (UniXS) por 180s

como polimerização complementar sobre as mesmas resinas. Marais et al. (1999) encontraram os mesmos resultados do trabalho, mas diferente, portanto, dos nossos resultados. Neste, compararam a dureza de 4 materiais diferentes pos-polimerizando-os em um forno (DI500 – Coltene AG) que produziu uma alta intensidade do bulbo de luz com uma temperatura máxima de 120°C por 10min após uma fotoativação inicial com uma unidade Optilux 150 (Demetron) por 30s. Baseado nestes resultados os autores relataram que os materiais que contém uretano-dimetacrilato não teriam o mesmo grau de dureza do que os materiais de Bis-GMA. Contudo notaram que os materiais com uretano-dimetacrilato se beneficiaram no mesmo grau ou até mais da pós-polimerização. Um dos materiais usados em nossa pesquisa, o Z250 embora tenha o BisGMA contém também o uretano dimetacrilato, fato que pode ser, em parte, responsável pelo maior benefício da pós-polimerização deste em relação ao outro material utilizado, o Artglass que não contém uretano dimetacrilato, e não apresentou benefício com seu próprio mecanismo de pós-polimerização. Kanka III (1989) avaliou o aparelho DI500 (Coltene) comparando-o a uma estufa pré-aquecida e verificou não haver diferenças significativas entre estas 2 fontes complementares de polimerização. Este resultado em parte foi semelhante ao nosso pois onde utilizou-se o calor seco através de estufa e microondas não houve diferenças significantes estatisticamente a não ser quando o tempo no microondas foi de apenas 1min.

Khan et al. (1993) em estudo realizado, afirma que o calor seco a 100°C por 15min como fonte de tratamento complementar aumenta não só a resistência a tração diametral como resistência compressiva e dureza das resinas compostas para restaurações diretas e restaurações indiretas, semelhante, em partes, com os resultados encontrado na presente pesquisa, em que o calor seco por apenas 5min, porém a 160°C alcançou altos valores de dureza e os valores de carga nominal para fratura permaneceram praticamente os mesmos.

Reinhardt et al. (1994) comparando as propriedades mecânicas de 5 resinas compostas processadas em laboratório para uso em restaurações indiretas nos dentes posteriores e utilizando uma unidade de luz visível (Coltolux II – Coltene) para polimerização inicial por 120s e polimerização secundária com calor e luz para a resina Brilliant, com calor apenas para as resinas CR-Inlay e Herculite, com luz e vácuo para a resina Visio-Gem e com calor e pressão para a resina Concept que por ser quimicamente ativada não foi obviamente submetida a fotoativação inicial. Espécimes de CR-Inlay que foram submetidas ao calor apresentaram maior valor do que os demais espécimes em todas as categorias mecânicas, ou seja, em resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza. Os espécimes com Herculite que foram submetidos ao calor em água fervente apresentou valor de dureza significativamente menor do que os espécimes com CR-Inlay que foram submetidos a outra fonte de calor. Este resultado está de acordo com os resultados de nossa pesquisa, onde observamos, também, que os espécimes que foram submetidos a uma pós-polimerização através da água em ebulição no Grupo 7 foram os que apresentaram menores valores de dureza entre todos os que tiveram a pós-polimerização com calor. Reinhardt et al. (1994) obtiveram resultados semelhantes ao deste estudo, uma vez que os métodos de polimerização trouxeram diferenças significativas apenas para a resistência flexural, mas não para dureza ou módulo de elasticidade, e em nosso estudo os métodos de pós-polimerização realizados sobre a resina Z250 não aumentou os valores de dureza, nem a resistência a tração se compararmos com o Grupo 1 que não sofreu nenhum método de polimerização.

Os altos desvios-padrão encontrados nos resultados para o teste em que medimos o valor de carga nominal para fratura não forneceram uma explicação científica. Várias considerações são pertinentes, como a característica friável do material e de acordo com Brosh et al. (2002) pode ter havido uma falta de homogeneidade na composição individual dos materiais, uma variabilidade na fabricação dos espécimes testados, por exemplo, a própria

pressão exercida sobre a resina através da lamina de vidro feitas sem padronização da carga durante a polimerização pode segundo esses autores influenciar na dureza e resistência a tração diametral dessas resinas.

Por outro lado, Quance et al. (2001) afirmaram que o potencial de conversão adicional devido a pós-polimerização com calor, é dependente do tempo decorrido entre a polimerização inicial e a subsequente exposição ao calor, pois o número de radicais livres disponíveis, criado durante a polimerização inicial, diminui com o tempo. Isto significa dizer que o tempo de hidratação influencia as propriedades das resinas compostas, dentre elas a resistência à tração. No entanto, em nossa pesquisa deixamos esse tempo sem um controle rigoroso e não encontramos diferenças estatísticas significativas nos resultados, valores de carga nominal para fratura, mesmo quando comparamos grupos polimerizados com calor seco ou úmido.

Os métodos de pós-polimerização que obtiveram os maiores valores de dureza em nossa pesquisa foram feitos por equipamentos que existem em todos os consultórios odontológicos, autoclave, estufa, ou ambos, para esterilização. Portanto, o processo de pós-polimerização é simples, eficaz e não implica em custos adicionais para o profissional. Na eventual possibilidade de não haver disponibilidade desses equipamentos, a polimerização apenas com o aparelho de tecnologia LED, garante, segundo nossos resultados, um alto grau de dureza superficial nas restaurações de resina composta.

Ressaltamos, ainda, que não é necessária a utilização de sistemas com unidades fotoativadoras específicas, e resina compostas específicas para realização de restaurações indiretas para dentes posteriores, uma vez que constatamos que algumas propriedades mecânicas permaneceram iguais quando dispensamos a utilização desse sistema e outras como a dureza superficial, até diminuíram.

É pertinente lembrar, todavia, que dureza e resistência à tração ou carga nominal para fratura são apenas duas propriedades dos materiais que foram analisadas, necessitando, portanto, outras pesquisas para avaliarem o comportamento de outras propriedades através desses métodos de pós-polimerização aqui estudados.

7 CONCLUSÕES

Pode –se concluir considerando os limites dessa pesquisa que:

- 1) Métodos de polimerização secundária com calor, ou unidades especiais, não melhoraram a dureza superficial das resinas compostas, nem aumentaram a resistência à fratura.
- 2) As resinas compostas Artglass e Z250, apresentaram resistência à tração semelhantes, independentemente do método de pós-polimerização empregado.
- 3) A resina composta Artglass apresentou menor resistência ao desgaste do que a resina composta Z250, independentemente do método de pós-polimerização utilizado.

REFERÊNCIAS²

ADABO, G. L.; CRUZ, C. A. S.; ZANAROTTI, E. Estudo da influência de diferentes métodos de polimerização complementar sobre a dureza de resinas compostas fotoativadas. **Odonto** **2000**, v.1, n.1, p.38-42, jan./jun.1997.

ALBERS, H.F. An introduction text for selecting, placing and finishing direct systems. In: _____. **Tooth-colored restoratives**. 6.ed. Santa Rosa: Alto Books, 2002. p.1-9.

ARAÚJO, E. Resinas compostas indiretas. In: CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVEZ, E.A.N. **Dentística/Laser**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap.15, p.269-278.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Light – emitting diode: Influence on selected properties of resin composites. **Quintessence Int.**, Berlin, v.34, n.1, p.71-75, Jan. 2003.

BARATIERI, L.N. et al. Restaurações cerâmicas do tipo inlay/onlay. In: _____. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Quintessence, 2001. cap.14, p.545-587.

BROSH, T. et al. Effect of polymerization under pressure on indirect tensile mechanical properties of light-polymerized composites. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v.88, p.381-387, Oct. 2002.

BRYANT, R.W. Direct posterior composite resin restorations: A review. 1. Factors influencing case selection. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v.37, n.2, p.81-87, Apr. 1992.

CESAR, P.F.; MIRANDA JR.,W.G.; BRAGA, R.R. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.3, p.289-296, Sept. 2001.

COVEY, D. A.; TAHANEY, S. R.; DAVENPORT, J. M. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.68, n.3, p.458-461, Sept. 1992.

CHRISTENSEN, G.J. Don't underestimate the Class II resin. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.123, n.3, p.103-104, Mar. 1992.

² Baseado na NBR 6023: 2002 da ABNT.

DIETSCHI, D; SPREAFICO, R. Técnicas semidiretas. In: _____ **Restaurações adesivas: conceitos atuais para o tratamento estético de dentes posteriores.** São Paulo: Quintessence, 1997. cap.7, p.121-137.

FERRACANE, J.L. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. **Dent. Mater.**, Washington, v.1, n.1, p.11-14, Feb. 1985.

FURUKAWA, K.; INAI, N.; TAGAMI, J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. **Dent. Mater.**, Washington, v.18, n.2, p.136-142, Mar. 2002.

HASEGAWA, E.A.; BOYER, D.B.; CHAN, D.C. Microleakage of indirect composite inlays. **Dent. Mater.**, Washington, v.5, n.6, p.388-391, Nov. 1989.

JANDT, K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Washington, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.

JOYNT, R.B. et al. Effects of composite restoration on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.57, n.4, p.431-435, Apr. 1987.

KANKA III, J. The effect of heat on the surface hardness of light-activated composite resins. **Quintessence Int.**, Berlin, v.20, n.12, p.899-901, Dec. 1989.

KHAN, A.M. et al. Effects of post-curing by heat on the mechanical properties of visible-light cured inlay composites. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.20, n.6, p.605-614, Nov. 1993.

KNOBLOCH, L. A. et al. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory: Processed composit materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.5, p.432-438, Sept./ Oct. 1999.

KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED: based devices. **Dent. Mater.**, Washington, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.

LEINFELDER, K.F. Resin restorative systems. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.128, n.5, p.573- 581, May 1997.

LI, Y. et al. Effect of filler content and size on properties of composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v.64, n.12, p.1396-1401, Dec. 1985.

LIBERMAN, R. et al. Marginal seal of composite inlays using different polymerization techniques. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.24, n.1, p.26-29, Jan. 1997.

LUTZ, F. et al. Dental restorative resins: types and characteristics. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.27, n.4, p.697-712, Oct. 1983.

_____. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v.63, n.6, p.914-920, June 1984.

MADEIRA, L. **Avaliação da resistência à tração de reparos em resina composta**. 2002. 84f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

MANDIKOS, M.N. et al. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.4, p.386-395, Apr. 2001.

MARAIS, J.T. et al. The effect of post-curing on Vickers Hardness of four light-cure resin composite materials. **S. Afr. Dent. J.**, Pretória, v.54, n.3, p.123-125, Mar. 1999.

NEVES, A. D. et al. Correlação entre grau de conversão, microdureza e conteúdo inorgânico em compósitos. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.16, n.4, p.349-354, ago. 2002.

OERTLI, D.C.B.; MANDARINO F.; GUERREIRO M. Estudo dos diferentes sistemas de polimerização para restaurações estéticas indiretas. **RBO**, Rio de Janeiro, v.59, p.62-64, jan./fev. 2002.

PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MENDES, A.J.D. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. **JBC**, Curitiba, v.5, n.6, p.156-161, mar./abr. 2001.

PHILLIPS, R.W. et al. Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v.30, n.6, p.891-897, Dec. 1973.

QUANCE, S.C. et al. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. **J. Dent.**, Guildford, v.29, n.8, p.553-560, Nov. 2001.

REINHARDT, J. W.; BOYER, D.B.; STEPHENS, N.H. Effects of secondary curing on indirect posterior composite resins. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, n.6, p.217-220, Nov./Dec. 1994.

RUYTER, I. E. Types of resin- based inlay materials and their properties. **Int. Dent. J.**, Guildford, v.42, n.3, p.139-144, June 1992.

SCHEIBENBOGEN, A. et al. One-Year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.80, n.4, p.410-416, Oct.1998.

SHELLARD, E.; DUKE, E.S. Indirect Composite Resin Materials for Posterior Applications. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20. n.12, p.1166-1171, Dec.1999.

SILVA, E. V.; ARAÚJO, P. A.; FRANCISCONI, P. A. S. Adaptação marginal e dureza de resinas compostas. Influência de métodos de fotoativação: Avaliação da adaptação com moldes de elastômeros. **Rev. FOB**, Bauru, v.10, n.1, p. -16, jan./mar. 2002.

SOUZA, E. M. **Avaliação da resistência de reparos em resina composta submetidos a teste de resistência a tração e ao cisalhamento**. 1998. 113f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.

STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: Flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials.**, Oxford, v.21, n.13, p1379-85, July 2000.

TANOUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Analysis of composite type and different sources of polymerization light on in vitro toothbrush/dentifrice abrasion resistance. **J. Dent.**, Guildfort, v.28, n.5, p.355-359, July 2000a.

_____. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.84, n.1, p.93-96, July 2000b.

_____. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.4, p.288-293, Apr. 2000c.

TARUMI, H. et al. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. **Dent. Mater.**, Washington, v.15, n.4, p.238-242, July 1999.

TOUATI, B.; AIDAN, N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J. Esthet. Dentist.**, Hamilton, v.9, n.3, p.108 -118, 1997.

WENDT JR., S.L. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strenght, compressive strenght, and marginal dimensional stability. **Quintessence Int.**, Berlin, v.18, n.4, p.265-271, Apr.1987a.

_____. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. **Quintessence Int.**, Berlin, v.18, n.5, p.351-356, May 1987b.

_____. Time as a factor in the heat curing of composite resins. **Quintessence Int.**, Berlin, v.20, n.4, p.259- 263, Apr. 1989.

WENDT JR., S. L.; LEINFELDER, K. F. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.120, n.2, p.177-181, Feb. 1990.

ZARRANZ, L. et al. Influência da polimerização com energia de microondas na resistência flexural de quatro compósitos fotopolimerizáveis. **Pesqui. Odontol. Brás.**, São Paulo, v.17, p., ago. 2003. Suplemento 2.

APÊNDICES

APÊNDICE A
VALORES ORIGINADOS DO TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO

Grupo	Espécime	Tração
1	A	523,0
1	B	433,6
1	C	358,0
1	D	370,9
1	E	473,3
1	F	391,1
1	G	620,7
1	H	523,5
1	I	342,6
1	J	644,0
2	A	-----
2	B	449,7
2	C	527,2
2	D	283,6
2	E	480,5
2	F	317,2
2	G	488,3
2	H	601,1
2	I	373,2
2	J	689,7
3	A	338,9
3	B	369,2
3	C	450,7
3	D	605,9
3	E	300,1
3	F	599,2
3	G	376,1
3	H	657,2
3	I	490,2
3	J	461,7
4	A	714,9
4	B	601,3
4	C	582,6
4	D	342,8
4	E	300,8
4	F	393,0
4	G	437,9
4	H	278,3
4	I	431,9
4	J	322,0
5	A	518,4
5	B	561,1
5	C	344,2
5	D	490,7
5	E	694,2
5	F	493,4
5	G	364,0
5	H	-----
5	I	423,0
5	J	562,4

Grupo	Espécime	Tração
6	A	387,7
6	B	619,9
6	C	419,9
6	D	708,5
6	E	286,3
6	F	372,6
6	G	512,2
6	H	561,1
6	I	424,7
6	J	659,9
7	A	688,3
7	B	578,3
7	C	381,2
7	D	520,3
7	E	633,3
7	F	502,6
7	G	319,5
7	H	675,2
7	I	720,8
7	J	275,5
8	A	435,7
8	B	515,2
8	C	665,8
8	D	721,6
8	E	572,9
8	F	613,7
8	G	584,4
8	H	527,2
8	I	358,0
8	J	581,5
9	A	375,2
9	B	647,5
9	C	550,1
9	D	404,6
9	E	542,8
9	F	473,3
9	G	366,4
9	H	574,8
9	I	445,4
9	J	384,4

APÊNDICE B
VALORES ORIGINADOS DO TESTE DE MICRODUREZA

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
1	A	1	106,0
1	A	2	103,0
1	A	3	100,0
1	B	1	103,0
1	B	2	101,0
1	B	3	102,0
1	C	1	102,0
1	C	2	113,0
1	C	3	111,0
1	D	1	103,0
1	D	2	101,0
1	D	3	101,0
1	E	1	112,0
1	E	2	90,7
1	E	3	101,0
1	F	1	106,0
1	F	2	103,0
1	F	3	113,0
1	G	1	101,0
1	G	2	106,0
1	G	3	107,0
1	H	1	110,0
1	H	2	106,0
1	H	3	96,5
1	I	1	99,7
1	I	2	114,0
1	I	3	108,0
1	J	1	99,7
1	J	2	105,0
1	J	3	106,0
2	A	1	101,0
2	A	2	98,1
2	A	3	105,0
2	B	1	105,0
2	B	2	111,0
2	B	3	113,0
2	C	1	113,0
2	C	2	110,0
2	C	3	114,0
2	D	1	107,0
2	D	2	101,0
2	D	3	107,0
2	E	1	115,0
2	E	2	106,0
2	E	3	109,0

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
2	F	1	114,0
2	F	2	94,3
2	F	3	122,0
2	G	1	109,0
2	G	2	117,0
2	G	3	103,0
2	H	1	101,0
2	H	2	119,0
2	H	3	101,0
2	I	1	111,0
2	I	2	119,0
2	I	3	114,0
2	J	1	120,0
2	J	2	107,0
2	J	3	118,0
3	A	1	115,0
3	A	2	105,0
3	A	3	104,0
3	B	1	118,0
3	B	2	112,0
3	B	3	101,0
3	C	1	99,7
3	C	2	96,5
3	C	3	90,0
3	D	1	108,0
3	D	2	112,0
3	D	3	103,0
3	E	1	103,0
3	E	2	95,8
3	E	3	107,0
3	F	1	99,7
3	F	2	121,0
3	F	3	106,0
3	G	1	98,9
3	G	2	108,0
3	G	3	94,3
3	H	1	101,0
3	H	2	97,3
3	H	3	92,8
3	I	1	95,8
3	I	2	104,0
3	I	3	112,0
3	J	1	109,0
3	J	2	90,7
3	J	3	105,0

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
4	A	1	101,0
4	A	2	99,7
4	A	3	101,0
4	B	1	102,0
4	B	2	91,0
4	B	3	100,0
4	C	1	109,0
4	C	2	106,0
4	C	3	105,0
4	D	1	115,0
4	D	2	118,0
4	D	3	117,0
4	E	1	113,0
4	E	2	119,0
4	E	3	105,0
4	F	1	101,0
4	F	2	113,0
4	F	3	106,0
4	G	1	127,0
4	G	2	101,0
4	G	3	101,0
4	H	1	117,0
4	H	2	106,0
4	H	3	107,0
4	I	1	103,0
4	I	2	111,0
4	I	3	105,0
4	J	1	113,0
4	J	2	106,0
4	J	3	109,0
5	A	1	93,5
5	A	2	105,0
5	A	3	98,1
5	B	1	92,1
5	B	2	81,0
5	B	3	90,7
5	C	1	101,0
5	C	2	103,0
5	C	3	109,0
5	D	1	86,6
5	D	2	94,3
5	D	3	106,0
5	E	1	110,0
5	E	2	99,7
5	E	3	96,5
5	F	1	92,8
5	F	2	99,7
5	F	3	96,0
5	G	1	96,5
5	G	2	95,0

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
5	G	3	102,0
5	H	1	103,0
5	H	2	103,0
5	H	3	101,0
5	I	1	109,0
5	I	2	107,0
5	I	3	98,9
5	J	1	97,5
5	J	2	101,0
5	J	3	98,1
6	A	1	113,0
6	A	2	94,3
6	A	3	110,0
6	B	1	98,1
6	B	2	106,0
6	B	3	112,0
6	C	1	98,9
6	C	2	98,9
6	C	3	120,0
6	D	1	97,3
6	D	2	98,9
6	D	3	99,7
6	E	1	98,9
6	E	2	93,5
6	E	3	116,0
6	F	1	102,0
6	F	2	104,0
6	F	3	109,0
6	G	1	102,0
6	G	2	107,0
6	G	3	103,0
6	H	1	99,7
6	H	2	95,8
6	H	3	108,0
6	I	1	108,0
6	I	2	98,9
6	I	3	101,0
6	J	1	90,7
6	J	2	106,0
6	J	3	102,0
7	A	1	104,0
7	A	2	93,5
7	A	3	102,0
7	B	1	92,8
7	B	2	98,1
7	B	3	94,0
7	C	1	91,4
7	C	2	106,0
7	C	3	90,0
7	D	1	89,3

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
7	D	2	101,0
7	D	3	95,8
7	E	1	91,4
7	E	2	98,1
7	E	3	93,5
7	F	1	95,8
7	F	2	97,3
7	F	3	108,0
7	G	1	102,0
7	G	2	92,8
7	G	3	87,9
7	H	1	103,0
7	H	2	94,3
7	H	3	104,0
7	I	1	90,7
7	I	2	97,3
7	I	3	102,0
7	J	1	98,9
7	J	2	95,8
7	J	3	93,5
8	A	1	95,8
8	A	2	103,0
8	A	3	93,5
8	B	1	98,9
8	B	2	93,5
8	B	3	95,0
8	C	1	98,1
8	C	2	98,1
8	C	3	82,8
8	D	1	98,9
8	D	2	90,0
8	D	3	89,3
8	E	1	101,0
8	E	2	112,0
8	E	3	84,7
8	F	1	99,7
8	F	2	98,1
8	F	3	87,3
8	G	1	98,9
8	G	2	98,9
8	G	3	95,0

Grupo	Espécime	Medida	Dureza
8	H	1	89,3
8	H	2	97,3
8	H	3	90,7
8	I	1	95,0
8	I	2	95,8
8	I	3	108,0
8	J	1	92,8
8	J	2	95,8
8	J	3	98,1
9	A	1	51,7
9	A	2	61,7
9	A	3	64,0
9	B	1	56,9
9	B	2	65,4
9	B	3	57,6
9	C	1	59,0
9	C	2	59,8
9	C	3	60,5
9	D	1	54,8
9	D	2	65,0
9	D	3	65,0
9	E	1	59,8
9	E	2	59,4
9	E	3	67,1
9	F	1	65,0
9	F	2	54,5
9	F	3	59,0
9	G	1	44,7
9	G	2	65,8
9	G	3	61,3
9	H	1	57,9
9	H	2	60,5
9	H	3	59,8
9	I	1	57,9
9	I	2	56,9
9	I	3	62,5
9	J	1	60,5
9	J	2	66,7
9	J	3	64,5

