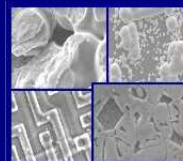




PUCRS

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E
TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Faculdade de Engenharia
Faculdade de Física
Faculdade de Química



PGETEMA

**ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRÊS RESINAS
ODONTOLÓGICAS COMERCIAIS FOTOPOLIMERIZADAS POR LED
E LUZ HALÓGENA**

MARTA FERREIRA MACALÓS

Química Industrial e Licenciatura Plena em Química

**DISSERTAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Porto Alegre

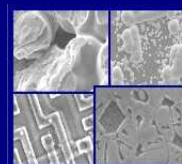
Março, 2010



PUCRS

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E
TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Faculdade de Engenharia
Faculdade de Física
Faculdade de Química



PGETEMA

ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TRÊS RESINAS ODONTOLÓGICAS COMERCIAIS FOTOPOLIMERIZADAS POR LED E LUZ HALÓGENA

MARTA FERREIRA MACALÓS

Química Industrial e Licenciatura Plena em Química

ORIENTADOR: Prof. Dr. ISAAC NEWTON LIMA DA SILVA

Dissertação realizada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais (PGETEMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia e Tecnologia de Materiais.

**Porto Alegre
Março, 2010**

*Aquilo que nos tornamos
capazes de fazer através da
aprendizagem, aprendemo-lo
fazendo: é construindo que nos
formamos mestre de obras.
(Aristóteles)*

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a aqueles que me amam por tudo e por nada, meus pais e meu irmão.

AGRADECIMENTOS

A Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, pelo espaço físico para realização da pesquisa e pelo incentivo ao crescimento pessoal e científico.

Ao meu orientador Professor Isaac Newton da Silva, pelo apoio.

Ao Professor da Faculdade de Odontologia, Luiz Henrique Burnett Jr, pela ajuda, paciência e cooperação com meu trabalho de pesquisa.

À Capes pela bolsa de pós-graduação concedida.

As minhas amigas Andréia, Danna, Patrícia e Fabiana, aos que estão na caminhada comigo e aos que me assistem e aplaudem, pelo apoio e incentivo.

A todos os funcionários da Instituição que de alguma maneira colaboraram para que tudo acontecesse.

Aos meus Pais, pelo apoio, incentivo e principalmente pelo amor incondicional. Amo vocês.

Ao meu Irmão Saulo, por ser meu irmão, amigo. Também te amo.

As minhas madrinhas e tias, obrigada pelas conversas e desabafos.

Ao Fernando P. Falkmann Neto, obrigada por estar na minha vida.

A minha Avó Edacy, obrigada por estar aqui conosco. Te amo.

Agradeço, também, a Força Maior que rege nosso mundo.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	5
AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO	7
LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE TABELAS.....	9
LISTA DE QUADROS.....	10
LISTA DE SÍMBOLOS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	14
1. INTRODUÇÃO.....	16
2. OBJETIVOS	18
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
4. RESINAS	33
4.1. Resinas odontológicas compósitas	33
4.2 Fotoativação das resinas compostas.....	35
4.2.1 Lâmpadas halógenas.....	35
4.2.2 LED.....	35
5. MATERIAIS E MÉTODOS	37
5.1. Materiais.....	37
5.2. Métodos.....	40
5.2.1 Resistência a compressão.....	41
5.2.2 Tração Diametral.....	42
5.2.3 Determinação do módulo de elasticidade.....	44
6. RESULTADOS	45
7. DISCUSSÃO.....	49
8. CONCLUSÃO.....	54
9. PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS	55
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56
ANEXOS.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Resinas odontológicas.....	38
Figura 2 – Equipamento LED High Powered Led Cordless.....	39
Figura 3 – Equipamento XL 3000, 3M Dental Products	40
Figura 4 – Máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000.....	41
Figura 5 – Matriz para confecção de corpos de prova para o teste de resistência à compressão.....	42
Figura 6 – Matriz para confecção de corpos de prova para o teste de resistência à tração diametral.....	44
Figura 7 - Gráfico de resistência à compressão.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Resultados de tração diametral, resistência à compressão e módulo de elasticidade após o teste ANOVA.....	45
Tabela 2- Desempenho das resinas para variação de densidades de energia.....	46
Tabela 3- Desempenho das unidades de fotoativação.....	46
Tabela 4- Desempenho geral após aplicação do teste de Tukey.....	47

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Resinas compostas utilizadas no experimento.....	37
--	----

LISTA DE SÍMBOLOS

ANOVA – Análise de variância
ADA – American Dental Association
AFM – Microscopia de força atômica
Bis-EMA – Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato
Bis-GMA – Bisfenol glicidil dimetacrilato
EDMA – Etileno glicol dimetacrilato
DE – Densidade de energia
FTIR – Espectroscopia de infravermelho por Transformada de Fourier
ISO – International Standards Organization
KHN – Número de dureza Knoop
LED – Diodo Emissor de Luz
nm - Nanometros
PAC – Arco de plasma de xenônio
PPD – Fenil Propanodiol
QTH – Aparelho de luz halógena
TEDMA – Trietileno dimetacrilato
TEGDA – Trietileno glicol diacrilato
TEGDMA – Trietileno glicol dimetacrilato
TEGMA - Trietileno glicol metacrilato
UDMA – Uretano dimetacrilato
VHN – Número de dureza Vickers

RESUMO

MACALÓS, Marta Ferreira. **Estudo de propriedades mecânicas de três resinas odontológicas comerciais fotopolimerizadas por LED e luz halógena**. Porto Alegre. 2010. Dissertação/Tese. Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais, PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL.

O presente estudo teve por objetivo estudar a influência do tempo e a intensidade de energia, de dois tipos de luz para fotopolimerização, LED e luz halógena, na cura de três resinas odontológicas compostas comerciais com diferentes fases orgânicas, Rok da fabricante SDI, fase orgânica UDMA; Filtek Z250, 3M ESPE, fase orgânica Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA; e Amelogem Plus da Ultradent, com fase orgânica Bis-GMA e TEGDMA. Foram realizados ensaios de resistência à tração diametral e resistência à compressão e posteriormente a determinação do módulo de elasticidade dessas resinas. Para o teste de resistência à tração diametral foram confeccionados corpos de prova com 6 mm de diâmetro e 3 mm de espessura e para o ensaio de resistência à compressão, corpos de prova com 3 mm de diâmetro e 6 mm de espessura. As resinas foram inseridas nas matrizes em incrementos de 2 mm cada e fotopolimerizadas por lâmpada halógena (3M Dental Products, Irvine, USA, com 450 mW/cm^2 por 18 e 36 s para obter densidade de energia de 8 e 16 J/cm^2 , respectivamente) e por LED (High Powered Led Cordless – SDI LTD – Austrália, com intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 por 7 e 14 s para obter a densidade de energia de 8 e 16 J/cm^2). As amostras foram armazenadas por 14 dias, em temperatura ambiente e água destilada, após esse período as amostras foram ensaiadas em uma máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000, com velocidade de carregamento de 1 mm/min até que a amostra sofresse fratura. Os dados obtidos foram submetidos aos testes de variância ANOVA e Tukey com nível de confiança de 95%. Não houve diferenças estatisticamente significativa entre os grupos das resinas quando analisadas em relação à densidade de energia para todos os itens pesquisados ($p < 0,05$). Em relação aos aparelhos fotopolimerizadores houve diferenças estatisticamente significativa para módulo de elasticidade, sendo que a luz halógena apresentou resultados superiores em relação ao LED ($p = 0,0166$). Quanto à fase orgânica das resinas, apresentaram superioridade nas propriedades mecânicas àquelas que

contêm o monômero UDMA em sua composição. Conclusão: O aparelho de fotopolimerização LED apresenta-se como uma alternativa viável para ser utilizado em consultórios dentários, bem como a aplicação da densidade de energia de 8 J/cm², sem prejuízo das propriedades mecânicas das resinas estudadas.

Palavras-Chaves: Fotopolimerização, resinas, densidade de energia, propriedades mecânicas.

ABSTRACT

MACALÓS, Marta Ferreira. **Study of mechanical properties of three commercial dental resins polymerized for LED and halogen light.** Master/PhD Thesis. Post-Graduation Program in Materials Engineering and Technology, PONTIFICAL CATHOLIC UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL.

This study aimed to examine the influence of time and intensity of energy, two types of light curing, LED and halogen light, the healing of three dental composite resins with different organic phases, Rok manufacturer of SDI, the organic phase UDMA, Filtek Z250, 3M ESPE, the organic phase Bis-GMA, UDMA, Bis-Ema, TEGDMA, and Ultradent Amelogen Plus, with the organic phase Bis-GMA and TEGDMA. Tests of tensile strength and diametral compressive strength and subsequently determining the modulus of elasticity of these resins. To test diametral tensile strength were prepared specimens with 6 mm in diameter and 3 mm thick for testing compressive strength, specimens with 3 mm in diameter and 6 mm thick. The resins were inserted in the headquarters in increments of 2 mm each and light cured by halogen light (3M Dental Products, Irvine, USA, 450 mW/cm² for 18 and 36 s for the energy density of 8 and 16 J/cm², respectively) and LED (High Powered Led Cordless - SDI LTD - Australia, with light intensity of 1200 mW/cm² for 7 and 14 s for the energy density of 8 and 16 J/cm²). The samples were stored for 14 days at room temperature and distilled water, after this period the samples were tested in a universal testing machine EMIC DL - 2000, with the loading speed of 1 mm/min until the sample fractured. The results were tested using ANOVA and Tukey test with a confidence level of 95%. There was no statistically significant differences between groups of resin when analyzed in relation to the energy density for all items surveyed, compared to light curing units were statistically significant differences in modulus, and the halogen light showed better outcomes in relation to the LED (p=0,0166). With respect to the organic resins were superior in mechanical properties of those containing the UDMA monomer composition. Conclusion: The LED curing device presents itself as a viable alternative for use in dental practices and the implementation of the energy density of 8 J/cm², subject to the mechanical properties of the resins studied.

Key-Words: photopolymerization, resins, energy density, mechanical properties.

1. INTRODUÇÃO

Diante da necessidade de aperfeiçoar as condições de uso dos materiais odontológicos restauradores, com o presente trabalho, realizou-se um estudo de propriedades mecânicas com três resinas compósitas dentárias comerciais de diferentes matrizes orgânicas, para restaurações diretas e indiretas.

Resinas compósitas dentárias consistem em compostos poliméricos que contêm uma matriz orgânica baseada em monômeros dimetacrilatos, os quais apresentam uma baixa resistência mecânica. Uma fase inorgânica composta por partículas duras que podem ser de vidro, quartzo e/ou sílica fundida, material de alta resistência e um agente de união entre as duas fases, normalmente o silano [39].

Esse material é polimerizado com radiação de luz visível na faixa de comprimento de onda de 450-470 nm [8]. Para tal, os compostos contam com um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona e uma amina terciária, as quais absorvem a luz nessa faixa, dando início à polimerização via radicais livres, formando cadeias poliméricas com ligações cruzadas.

Assim sendo, o presente estudo fez uso de um fotoiniciador LED que apresenta seu pico de emissão na faixa de 460 a 490 nm e um fotoiniciador halógeno com faixa entre 400 a 500 nm [43].

O método de fotopolimerização das resinas compósitas é determinante no desempenho mecânico destes materiais em longo prazo, quando submetidas à cargas mastigatórias. Fatores como a densidade de energia proveniente das fontes de luz, bem como o tempo de exposição, são fatores de extrema importância na conversão de monômeros em cadeias poliméricas. A multiplicação da intensidade de energia pelo tempo de exposição irá promover a densidade de energia definida por Peutzfeldt e Asmussen.

As propriedades mecânicas aqui estudadas fazem relação com o conceito de densidade de energia. Com isso, foi possível avaliar o procedimento mais adequado

de uso desses materiais, se longos períodos de exposição com baixa intensidade ou curtos períodos de exposição com alta intensidade [4].

A Ciência e Tecnologia dos Materiais oferece meios que possibilitam realizar avaliações das propriedades mecânicas referentes ao uso dos materiais testados.

2. OBJETIVOS

A pesquisa teve por objetivo:

- determinar a resistência à tração diametral, resistência à compressão e o módulo de elasticidade de três resinas comerciais com diferentes monômeros submetidas a duas densidades de energia (8 e 16 J/cm²) emitidas por LED e lâmpada de halógena;
- a partir dos dados obtidos, sugerir condições ideais de trabalho com os equipamentos.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Em 1955, Buonocore realizou um estudo de um método para aumentar a adesão de materiais acrílicos em superfície de esmalte. Para obter a adesão entre o material restaurador e a estrutura dentária, o autor comparou a ação de uma solução ácida de tungstato de sódio e 10% de ácido oxálico com uma solução de ácido fosfórico a 85% na união de resina acrílica unida sobre esmalte tratado ou não. Observou que os materiais restauradores unidos ao esmalte condicionado com o ácido oxálico permaneceram unidos por 160 h quando armazenados em água. Já as superfícies condicionadas com o ácido fosfórico por 30 s permitiram união estável de 1070 h. O aumento se deu por uma maior superfície de contato devido a ação do condicionamento ácido através da remoção do esmalte superficial expondo uma camada mais reativa e favorável à união.

Ruyter e Svendsen (1978) realizaram um estudo qualitativo dos grupos metacrilatos que não reagiram ou ficaram remanescentes em resinas compostas. Para tal, investigaram seis marcas de resinas compostas por espectroscopia infravermelha. Os materiais restauradores analisados foram: Adaptic, J&J; Compact, Svedia Dental Industry; Concise, 3M; Epolite, GC; Prestige, Lee Pharmaceuticals; Protosit, A. Kettenbach. Realizaram a reflexão infravermelha antes e após a polimerização dos compósitos e estes foram armazenados por 24 h e a 37°C. Determinaram a quantidade de metacrilatos não reagidos residuais e os dados expressos em termos de porcentagem do total de grupos metacrilatos nos materiais não polimerizados. As diferenças percentuais nas seis resinas compostas variaram entre 25 e 48% e estes resultados demonstraram que esses compósitos comerciais exibiram diferente grau de conversão depois de 24 h da polimerização.

Lutz e Phillips, em 1983, realizaram com as resinas compostas disponíveis na época uma revisão, classificação, e análise das vantagens e desvantagens dessas. Segundo os autores, esses materiais restauradores podem ser definidos como uma composição tridimensional contendo a fase orgânica que é a matriz, geralmente composta de Bis-GMA e suas modificações, UDMA, TEGDMA e vários diluentes; a fase interfacial como o agente de união, composta por moléculas bipolares, como organossilanos, que realizam a união da carga com a matriz orgânica; e a fase dispersa, a carga, na qual o tamanho médio e a composição das partículas de carga são utilizadas como critério de classificação para as resinas compostas e baseiam-se na técnica de fabricação. Classificaram as partículas em macropartículas (100 μm), micropartículas (0,001 e 0,1 μm) e três complexos microparticulados diferentes. Micropartículas consistem em esferas de vidro radiolúcidas em dispersão coloidal, formadas por hidrólise e precipitação. Para permitir um aumento no conteúdo de carga foram desenvolvidos os complexos microparticulados, os quais podem ser do tipo agrupado pré-polimerizado sendo a sílica incorporada à matriz e sinterizada e posteriormente o conjunto é moído. Já os complexos esféricos pré-polimerizados são feitos pela mistura da carga em esferas do polímero, polimerizadas parcialmente com diâmetro médio entre 20 e 30 μm . Os complexos aglomerados são caracterizados por agrupamentos artificiais de micropartículas puramente inorgânicas (1 a 25 μm).

Ferrance e Greener (1986) estudaram os efeitos variáveis na formulação de resinas compostas, tais como a concentração do diluente, o tipo de catalisador e a concentração do mesmo, modo de polimerização, o grau de conversão e as propriedades mecânicas. Realizaram testes de resistência à tração diametral, à compressão, à dureza, à resistência e módulo flexural, os quais foram correlacionados ao grau de conversão e os resultados apresentaram significativa correlação entre o grau de conversão e as propriedades mecânicas. A maior polimerização nas resinas foi alcançada pela maior incorporação de diluentes e baixas concentrações de inibidores. O grau de conversão variou entre 60,1 a 73,4%, a variação da resistência à compressão foi de 58,7 a 91,2 MPa, o módulo flexural variou de 0,62 a 2,02 GPa e a dureza (durômetro D) 82,3 a 87,7.

Em 1989, Chitchumnong, Brooks e Stafford realizaram estudos em especificações para polímeros para base de dentaduras. Segundo os autores, há uma enorme relevância no teste flexural, pela distribuição da carga em situação clínica. Para criar a relação tensão – deformação, foram registradas observações diretas da deflexão e da carga. As máquinas de ensaio universal de carga constante são especificadas em todas as padronizações dentárias – FDI, 1960; ADA, 1975; BSI, 1980; ISO, 1974; ECS, 1986 – padronizações essas que necessitam de amostras de dimensões de 64 x 10 x 2,5 mm com 50 h de armazenamento em água a 37°C. O teste flexural utiliza carga em três ou quatro pontos (ASTM, 1971, 1981) e as diferenças principais são a localização e a distribuição da tensão ao longo da barra. No teste de três pontos, a tensão máxima se dá abaixo do ponto de aplicação e no teste de quatro pontos é espalhada pela área de aplicação da tensão. Quatro grupos foram confeccionados, cada um com 20 bastões de 70 x 45 x 3 mm de resina acrílica termopolimerizável, resina acrílica termopolimerizável de alto impacto, resina acrílica autopolimerizável e nylon industrial. Então, a metade foi testada em relação à resistência flexural de três pontos, enquanto a outra metade testada em quatro pontos. Os resultados referentes aos testes tanto de três quanto de quatro pontos não apresentaram diferenças significativas entre os módulos de elasticidade, mas no teste flexural de quatro pontos os valores foram significativamente maiores.

Chung e Greener (1990) avaliaram sete marcas de resinas compostas polimerizadas por luz halógena; 1- Marathon (DentMat), 2- Ful-fil Compules (L,D, Caulk), 3- P30 (3M), 4- Estilux Posterior (Kulzer), 5- Sinterfil (Teledyne Getz), 6- Occlusin (Imperial Chemical Industries), 7- Bis-fil (Bisco). Foram avaliadas o grau de conversão de monômero, a concentração de partículas inorgânicas e as propriedades mecânicas das resinas. As reações de polimerização foram monitoradas por espectrometria (FTIR) pela taxa de absorbância das ligações alifáticas. A técnica de gravimetria foi utilizada para determinar o conteúdo de partículas inorgânicas e a picnometria para determinar a densidade. Para o teste de dureza Knoop prepararam amostras de resinas compostas de 6 mm x 3 mm e para o teste de resistência compressiva e tração diâmetros cilindros de resinas compostas foram confeccionados. Dentre a apresentação dos resultados, verificaram que a variação do grau de conversão do monômero foi de 43,5 a 73,8%, a variação da densidade de partículas foi de 1,89 a 2,69 g/ml, a percentagem em peso de

partículas variou de 66,4 a 85,5%, o volume de 58,2 a 74,2%, a variação da resistência da compressão foi de 242,3 a 324,7 MPa e a resistência diametral foi de 39,8 a 60,6 MPa, a dureza Knoop teve variação de 41,8 a 81,9 (KHN). Correlações significantes entre a tração diametral e o volume de partículas ($r=0,89$) foram relacionadas para todas as resinas. Correlações entre grau de conversão de monômeros e propriedades mecânicas não foram observadas. A utilização de Bis-GMA e UDMA na matriz resinosa permite aos fabricantes a formularem compósitos em variados modos, os quais passam pela seleção de diluentes bem como composição das partículas e sua concentração, segundo a conclusão dos autores, os quais, ainda assumiram que a concentração das partículas tem o papel de maior importância nas propriedades das resinas compostas.

O impacto da variação na intensidade da fonte de luz e a duração no tempo de exposição sobre resina polimerizada em diferentes profundidades foi estudado por Rueggeberg, Caughman e Curtis em 1994. Os autores concluíram que exposições por 60 s são recomendadas, pois se obtém polimerização mais efetiva e compensa a diminuição na intensidade na fonte de luz. Citam ainda, que os incrementos de compósitos devem ter o tamanho máximo de 2 mm, embora a espessura de 1 mm seja o ideal, se a intensidade de luz diminuir para 233 mW/cm^2 , os autores recomendam que a lâmpada seja trocada e obtenha-se a intensidade mínima de 400 mW/cm^2 , recomendada para a polimerização de rotina dos compósitos fotoativados.

Em 1996, Bennett *et al.* determinaram o período ideal para polimerização de um compósito experimental submetido a calor e pressão. Foram preparadas cinco amostras cilíndricas de 6 mm x 3 mm polimerizadas a 37°C , com pressão de 80 psi de nitrogênio nos tempos de 5, 10, 15 e 20 min. Foi determinada a resistência a tração diametral, conversão de monômeros e micro dureza Clark. O grupo de 5 minutos apresentou 69,5 para dureza, 34,7 MPa para tração diametral e 86,5% de conversão como resultados médios. Em 10 minutos de polimerização a dureza foi de 79,7, tração diametral de 53,9 MPa e conversão de 92,8%. Em 15 minutos, a dureza foi de 81,6, a tração diametral 62,5 MPa e conversão 96,2%. Nos 20 minutos de polimerização a dureza passou para 90,7, a resistência à tração diametral foi de 65,8 MPa e a conversão dos monômeros para polímeros foi de 98,5%. Para comparar a

duresa e a resistência à tração diametral ao percentual de conversão, foi realizada uma análise de regressão linear obtendo-se os seguintes coeficientes de correlação respectivamente, 0,99 e 0,97. Com tais resultados, concluíram que o compósito experimental deve ser polimerizado por 20 minutos, no mínimo, para alcançar propriedades mecânicas e físicas ótimas e atingir grau de conversão de 98,5%.

Em 1999, Brosh *et al.*, analisaram dez marcas comerciais de compósitos (Herculite XRV, Kerr; Brilliant, Coltene; Z100, 3M; Graft LC, GC; Charisma, Kulzer; TPH, Dentsply; Pertc, Espe; Tetric, Vivadent; Aelitefil, Bisco; Amelogen, Ultradent) quanto a resistência à tração diametral e à compressão. Os autores correlacionaram as resistências à compressão e à tração das resinas compostas e o padrão de falha sob condições de tensão. Para isso, foram confeccionados vinte e cinco corpos de prova para cada material. Para o teste de compressão, foram confeccionadas amostras de 3 mm de diâmetro e 6mm de altura. Para o teste de tração diametral os corpos de prova foram de 6 mm de diâmetro e 3 mm de altura. Os resultados comprovaram que os valores de resistência à tração diametral foram aproximadamente 20% da resistência à compressão. Os testes de comparação múltipla demonstraram que as propriedades de resistência à tração diametral foram mais sensíveis na predição de diferenças nas resinas compostas quando comparadas ao teste de resistência à compressão. Os maiores valores de resistência à tração diametral foram observadas nas resinas Graft LC (GC) e Z100 (3M). Não foram encontradas correlações entre resistência a compressão e resistência à tração diametral.

Cobb *et al.*, em 2000, analisaram quanto à resistência flexural, resistência à tração diametral, resistência à compressão e profundidade de polimerização três compósitos compactáveis (Alert, SureFil e Soliteire), um compósito híbrido convencional (TPH Spectrum) e um compósito microparticulado (Heliomolar Radiopaque), os quais são indicados para restaurações em dentes posteriores. Dez amostras com 6 mm de diâmetro e 3 mm de altura foram confeccionados para o teste de resistência à tração, para o teste resistência à compressão foram feitas dez amostras de 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura e para isso o compósito foi inserido em três incrementos de 2 mm. Para o teste de resistência flexural foram confeccionadas dez amostras de 25 mm de comprimento x 2 mm de altura x 2 mm

de largura. A intensidade luz utilizada no estudo foi de 500 mW/cm^2 . Para o teste de resistência à tração diametral foram encontrados os seguintes valores em MPa TPH $68,4 \pm 7,2$; Alert $60,01 \pm 6,0$; SureFil $58,7 \pm 5,4$; Heliomolar $45,5 \pm 4,2$ e Solitaire $34,4 \pm 5,5$. Os resultados obtidos para resistência flexural foram: TPH $180,5 \pm 29,9$; Alert $157,7 \pm 15,5$; SureFil $356,8 \pm 24,9$; Heliomar $93,7 \pm 7,0$ e Solitaire $73,1 \pm 6,3$ em MPa. Em resistência à compressão obtiveram: TPH $310,6 \pm 29,5$; Alert $287,5 \pm 21,4$; SureFil $356,8 \pm 24,9$; Heliomar $236,9 \pm 26,6$ e Solitaire $296,8 \pm 41,1$ em MPa. Após análise dos resultados nota-se que o compósito híbrido TPH possui resistência à tração diametral e resistência flexural maiores que os compósitos compactáveis e microparticulado, podendo ser comparado com os compósitos compactáveis Alert e Solitaire. Quanto a resistência à compressão, e nesse teste o SureFil, também, compósito compactável, obteve-se os mais significativos valores de resistência à compressão em relação aos demais testados.

Kim, ONG e Okuno (2002) realizaram estudos com resinas comerciais e classificaram-nas de acordo com a morfologia da carga inorgânica, avaliaram a influência da morfologia no conteúdo da resina e, também, avaliaram o efeito do conteúdo e da morfologia na dureza, resistência flexural, módulo flexural e resistência à fratura. Para classificar três amostras de 14 compósitos em quatro grupos de acordo com a morfologia utilizaram microscopia eletrônica de varredura e a espectroscopia por dispersão de energia. A determinação do conteúdo de carga deu-se pelo método termogravimétrico, sendo que as amostras foram aquecidas até 600°C para que a parte orgânica fosse volatilizada. Resistência flexural e o módulo flexural foram determinados por uma máquina de ensaio universal, já a dureza Vickers foi determinada por uma carga de 200 g por 15 s. Os dados foram comparados com análise de variância e após realizado teste múltiplo de Duncan ($p < 0,05$). De acordo com a morfologia da carga os compósitos foram classificados em pré-polimerizada, formas irregulares, pré-polimerizadas com formas irregulares e partículas esféricas. O conteúdo de carga dos compósitos foi influenciado pela morfologia deste. Os autores relacionaram as propriedades mecânicas dos compósitos com o conteúdo de carga. Em maiores conteúdos de carga observou-se uma resistência flexural maior (120 a 129 MPa), módulo flexural (12 a 15 GPa) e dureza (101 a 117 VHN). Observou-se também, que a resistência à fratura foi afetada pelo volume de carga, sendo que o melhor resultado foi com 55% de nível

de carga. Assim, os autores concluíram que as resinas compostas testadas podem ser classificadas pela morfologia de carga e que tanto a morfologia como o conteúdo de carga influenciam as propriedades mecânicas destes compósitos.

Adabo *et al.* (2003), analisaram sete resinas compostas (ALERT, Ariston pHc, Solitaire, Definite, P 60, Z-100 e Tetric Ceram) fotoativadas, para restauração em dentes posteriores a fim de determinar o percentual de conteúdo de carga de partículas inorgânicas comparando com a resistência flexural. Utilizando as especificações da ISO 4049 foi realizado o teste de resistência flexural em dez corpos de prova de cada resina. Para tal foi utilizado uma máquina de teste mecânico com a velocidade de 0,75 mm/min. Uma avaliação estatística dos resultados foi feita com análise de variância (ANOVA) seguido de teste Tukey e os autores não encontraram relação direta entre o conteúdo de partículas inorgânicas e a resistência flexural das resinas testadas. Os valores encontrados para o teste foram (em MpPa) P 60 170,028 (15,078); Z-100 151,349 (12,097); Tetric Ceram 126,146 (8,515); ALERT 124,895 (12,155); Ariston pHc 102,003 (17,655); Definite 93,636 (7,831); Solitaire 56,710 (9,530).

Price, Felix e Andreou, em 2003, determinaram o efeito para cinco resinas compostas (Heliomolar – Ivoclar-Vivadent; Virtuoso Sculptable – Den-Mat; Herculite – Kerr Corp; Virtuoso Flowable – Den-Mat e Esthet-X – Dentsply) e duas distâncias de radiações, testando o desempenho de três curas de luzes odontológicas. Todos os corpos de prova tiveram a mesma espessura. Utilizaram 3 luzes de cura convencionais QTH (401 Optilux com 11-milímetros, E.U.A. Kerr, Orange, CA). Três lâmpadas de alta potência de Quartzo de tungstênio halógena(QTH +) (Fase II com 8mm de uma luz guia, Den-Mat, Santa Maria, CA) foram utilizados para 5, 10, 15 e 20 s, e três arco de plasma de alta potência (PAC) (Sapphire com 9 mm de luz guia, Den-Mat, Santa Maria, Califórnia) foram utilizados para 3, 5, 10 e 15 s. Concluíram que a escolha do compósito e distância da irradiação têm um efeito significativo quando comparado com a capacidade de cura de diferentes luzes ($p < 0,01$). Para conseguir uma dureza comparável nos compósitos utilizando luzes de cura com uma saída espectral semelhante, mas diferentes densidades de potência, o tempo de cura tem de ser ajustado para aplicar uma densidade energética semelhante (J/cm^2). Quando cinco compósitos foram irradiados por luz, com comprimentos de ondas

similares e densidade energética entre 1,2 e 38 J/cm², houve uma relação linear entre a dureza e o logaritmo da densidade energética recebida pelos compósitos ($r^2 > 0,81$). Usando luz de alta potência para cura por 3 ou 5 s não transmite energia total suficiente para curar 1,6 mm de espessura nos corpos de prova dos compósitos utilizados neste estudo.

Em 2005, Turssi, C. T., Romano, J. J. F., Menezes, M., Serra, M.C, realizaram um estudo comparativo do comportamento de desgaste de compósitos para restaurações posteriores. Foram fabricados setenta e cinco corpos de prova com híbridos convencionais – Charisma e Filtek Z250, ou compostos – Filtek P60, Solitaire II e Tetric Ceram HB de acordo com desenho de blocos retangulares com 10 mm x 6 mm x 2 mm, cada uma das resinas compostas foram feitas em moldes de politetrafluoretileno com as superfícies inferiores e superiores cobertas com tiras de Mylar e após foram polimerizados e mantidos por 24 h em umidade relativa e temperatura de 37°C, em seguida foi polida metalograficamente e submetida ao desgaste abrasivo realizado com carga de 13 N e frequência de 2 Hz usando um dispositivo pneumático MSM/Elquip em presença de saliva artificial. O desgaste foi quantificado em cinco locais diferentes de cada amostra após 1,000, 5,000; 10,000; 50,000; e depois de cada 50,000 até o fim 250,000 ciclos. As parcelas divididas ANOVA mostraram uma diferença significativa entre o desgaste da resistência de compósitos ($\alpha = 0,05$). O teste Turkey apurou que a profundidade de desgaste da resina Tetric Ceram HB foi significativamente maior do que qualquer um dos outros compósitos testados. Filtek P60 e Solitaire II não foram significativamente diferentes e apresentaram um número significativamente maior do que Charisma e Filtek Z250. Não houve diferença significativa entre estes dois compósitos híbridos.

Schneider *et al.*, em 2005, estudaram a dureza Knoop e o aumento da temperatura fornecidos por três unidades de luz, uma lâmpada halógena – XL2500 (3M/ESPE) e dois LEDs – Freelight (3M/ESPE) e Ultrablue IS (DMC). Não foram encontrados resultados significativos de dureza Knoop quando o tempo da fotativação usada foi o indicado pelos fabricantes das fontes de luz. As três médias obtidas para dureza Knoop com Freelight LED não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. As médias obtidas com IS LED e QTH LCUs variando com a profundidade, no qual um aumento significativo nos valores da dureza Knoop

foi encontrado na profundidade mediana pela Ultrablue IS LED. Comparando os métodos de foto ativação para todas as profundidades não foram encontrados diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$) entre QTH LCU e Ultrablue IS LED, já a Freelight LED LCU produziu valores significativamente menores que os outros ($p<0,05$). Com o tempo de foto ativação ajustado para manter a densidade de energia constante, entre os LCUs não ocorreu diminuição da dureza, assim como a profundidade aumentou quando Freelight LED e Ultrablue IS LED foram usados ($p>0,05$). Comparando as LCUs não ocorreram diferenças estatisticamente diferentes ($p>0,05$). Quando o tempo de foto ativação usado foi o indicado pelo fabricante, os dois LED LCUs produziram temperatura mais baixa que o QTH LCU. Quando o tempo de foto ativação foi o necessário para manter os valores da densidade de energia constante entre as LCUs aplicadas, a Freelight LED produziu valores superiores ($p<0,05$) que Ultrablue IS LED e QTH LCU. O teste Pearson's concluiu que apesar de uma correlação positiva entre a temperatura e os valores da dureza Knoop, a correlação não foi estatisticamente significativa. Segundo os autores, usando o indicado pelos fabricantes o QHT LCU produziu uma temperatura mais elevada. No entanto, o LED Freelights resultou em uma menor dureza do que as outras unidades de cura. Padronizando a densidade total de energia, as duas unidades de LED produziram maior temperatura do que o QTH LCU, considerando que não houve diferença estatística entre os valores dureza.

Lu *et al.*, em 2006, realizaram um estudo comparativo das propriedades mecânicas de uma resina composta com carga esférica - Estelite Σ , com uma resina nanoparticulada da Supreme, resinas microparticuladas da Heliomar e Ranamel e microhíbridas das marcas Esthet X e Tetric Ceram. Realizaram testes de resistência à compressão, tração diametral, flexural, módulo de elasticidade, resistência ao desgaste e contração de polimerização. A resistência à compressão apresentou resultados que variaram entre 252 a 298 MPa, tração diametral de 35 a 54 MPa, flexural variaram entre 73 a 140 MPa, o módulo de elasticidade variou entre 4,8 a 11,1 GPa, o desgaste variou de 0,037 à 0,086 mm³ e a contração de polimerização variou de 2,17 à 3,96 %. A resina Estelite apresentou comportamento próximo à resina nanoparticulada e às resinas microhíbridas nas propriedades mecânicas e resistência ao desgaste. Concluíram que as resinas compostas possuem resistência

menor que as resinas nanoparticulada e as microparticuladas, sendo que a resina Renamel apareceu como exceção para a resistência a compressão.

Sampaio *et al.*, em 2006, fizeram um estudo comparativo entre polimerização com LED de alta potência e halógena convencional (600 mW/cm^2) para resistência à tração diametral da resina composta Supreme - A2, testando a hipótese de que diferenças significativas pudessem ser observadas. Para tal confeccionaram trinta discos da resina compósita com $4 \text{ mm} \times 2,5 \text{ mm}$ fotopolimerizados por 40 s nas 2 superfícies com três diferentes unidades: Grupo I - halógena Optilight Plus (Gnatus) – 600 mW/cm^2 ; Grupo II – LED Elipar Freelight 2 (3MESPE) – 1220 mW/cm^2 ; e Grupo III – LED Radium (SDI) – 1400 mW/cm^2 , após isso as amostras foram armazenadas por 7 dias em água destilada à 37°C . O teste de resistência diametral deu-se em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000) com velocidade de carregamento de 1 mm/min até a fratura. Para o Grupo I observou-se o valor médio em MPa de 44,42; para o Grupo II – 54,37 e para o Grupo III – 60,35. Estes resultados foram submetidos ao teste ANOVA/Tukey ($p=0,05$) apresentando diferença estatisticamente significativa entre os grupos I/II e I/III, mas para os grupos II e III não foi observada diferença.

Em 2007, Bernardi *et al.* investigaram as propriedades estrutural e térmicas de três resinas compostas, Filtek™ Supreme XT, Filtek™ Z-250 e TPH₃ curadas e não curadas com LED LCU azul. Analisaram com espectroscopia infravermelha a dureza Vickers e Knoop e as análises térmicas foram realizadas com DSC e TG para determinação da temperatura de transição vítrea, degradação e a estabilidade térmica das resinas. Para as amostras curadas obtiveram nas curvas do DSC temperaturas similares de transição vítrea entre 48° e 50°C para Filtek™ Supreme XT e TPH₃ respectivamente, já Filtek™ Z-250 apresentou o maior valor entre as resinas compostas testadas, 58°C . A estabilidade térmica e a degradação das resinas compostas foram analisadas por TG e pode-se notar que as resinas não curadas apresentaram uma massa residual de 73-79 % e observou-se uma melhoria quando as resinas compostas foram curadas (apenas 2%) com LED azul. Este resultado foi devido à escassa mobilidade das cadeias poliméricas provocada pela presença de partículas. Resultados do DTG indicaram uma clara diferença entre as resinas curadas e não curadas e este resultado atribuiu-se ao LED que cria o cross-

link de rede e de polímeros, devido à interação entre as cadeias poliméricas e partículas inorgânicas. A resina Filtek™Z-250 apresentou a melhor estabilidade térmica. A microscopia AFM foi utilizada apenas para analisar a morfologia e o composto Filtek™Z-250 apresentou a morfologia mais homogênea sugerindo o melhor grau de conversão correlacionado com a temperatura de transição vítrea. A espectroscopia Raman foi utilizada para investigar os modos de vibração sendo possível observar as bandas representativas das ligações C=C e C=O estudadas para as respectivas composições e polimerizações. Constataram que a resina composta Filtek™ Z-250 apresentou os melhores resultados quanto as propriedades térmicas.

Prakki, A. *et al.*, em 2007, estudaram o efeito de dois aditivos: propionaldeído (aldeído) e 2,3-butadiona (dicetona) sobre as propriedades de Bis-GMA diluído com TEGDMA e os análogos sintetizados Bis-GMA, Bis-GMA propoxilados (CH₃Bis-GMA) e propoxilados fluorados Bis-GMA (CF₃Bis-GMA). Apesar de Bis-GMA ser empregada como o principal monômero na maioria dos sistemas de resina composta por mais de 40 anos, ainda apresentam deficiências que limitam seu desempenho, sendo uma delas a alta viscosidade do Bis-GMA que limita a movimentação e enchimento de carga, por isso, eles normalmente são diluídos com monômeros fluidos bifuncionais. O TEGDMA tem sido amplamente utilizado para esta finalidade. O solvente adicionado em monômeros tende a afetar adversamente as propriedades da matriz do material, podendo aumentar a absorção da água e encolhimento de cura. De forma a obter monômeros com baixa viscosidade que poderia substituir TEGDMA em misturas Bis-GMA, dimetacrilato monômeros de propoxilados difenois tais como CH₃Bis-GMA (2,2-bis [4 – (2-metacriloxiprop-1-oxi) fenil] propano) e CF₃Bis-GMA (1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2,2-bis [4 – (2-metacriloxiprop – 1-oxi) fenil] propano) foram sintetizados. TEGDMA é muito flexível e de baixa viscosidade o monômero apresenta alta conversão. Na tentativa de melhorar propriedades das resinas metacrilato (Bis-GMA/TEGDMA e UEDMA/HEMA) por um aumento nas ligações cruzadas, aldeído propanal (propionaldeído) ou dicetona diacetil (2,3-butadiona) foram incorporados como crosslinking com potencial de sucesso apreciável. A adição desses agentes em resinas resultou na diminuição da quantidade de ligações duplas remanescentes. Foi demonstrado que a quantidade remanescente de duplas ligações em uma resina é inversamente relacionada com

propriedades mecânicas como flexão, resistência à tração, desgaste, ruptura e tenacidade. Concluíram que, Bis-GMA/CH₃Bis-GMA e Bis-GMA/CF₃Bis-GMA com aditivos apresentaram menor viscosidade ($p < 0,01$). A inclusão de aditivos para sistemas comonoméricos não produziram aumento significativo na retração de polimerização ($p > 0,05$). Um aumento significativo no grau de conversão foi demonstrado para Bis-GMA/TEGDMA e Bis-GMA/CH₃Bis-GMA com aditivos ($p < 0,01$). Aditivos reduzem o ângulo de contato e valores de Tg dos comonômeros, enquanto que os correspondentes copolímeros com aditivos mostram um aumento na Tg.

Em 2007, Bhamra e Fleming investigaram variáveis da irradiação da luz halógena tais como, diâmetro da ponta, irradiância e protocolo de irradiação no módulo de flexão de quatro resinas compostas a base de metacrilatos (RBCs), as resinas testadas foram Z100TM MP Restorative, FiltekTM Z250, FiltekTM P60 e FiltekTM Supreme XT. Foram confeccionadas vinte amostras para cada grupo, em forma de barra de 25 mm de comprimento x 2 mm de largura x 2 mm de espessura, estes foram irradiados com irradiâncias de 640 e 790 mW/cm², com diferentes diâmetros de ponta (8, 11, 13 e 25 mm) e por luz turbo com ponta de 8 mm e irradiâncias de 880 e 1040 mW/cm². Após a irradiação as amostras foram armazenadas em um recipiente à prova de luz durante 24 horas a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ e testados em flexão de três pontos. Análises de variância foram feitas, conforme necessário guiado por Tukey para correção em várias análises parciais, além da análise Weibull. Os autores concluíram que a média de flexão de três pontos, módulo Weibull e módulo de flexão para as quatro resinas, irradiadas com diferentes irradiâncias, diâmetro de ponta e protocolo de irradiação não apresentaram diferenças significativas, embora os valores tenham sido específicos de cada material. Do mesmo modo a luz turbo com ponta de 8 mm de diâmetro convencional, não resultou em nenhuma diferença significativa para variação de irradiâncias de diversos protocolos. Dentro dos limites do experimento concluíram que o diâmetro da ponta, irradiância e o protocolo de irradiação não têm qualquer influência sobre o teste de flexão de três pontos e nos módulos de dados. A eficácia da sobreposição de irradiação foi confirmada para as condições testadas.

Kilambi, H. *et al.*, 2008, avaliaram o desempenho dos monometacrilatos altamente reativos caracterizados por moléculas secundárias alternativas para os diluentes TEGDMA em Bis-GMA nas resinas dentais. Uma variedade de resinas de metacrilato foi examinada anteriormente para uso em formulações dentárias. Devido a sua elevada resistência mecânica, baixa volatilidade, e relativamente baixa retração com a polimerização o Bis-GMA é o principal componente na maioria das resinas comerciais dentária, mas também é caracterizada por uma elevada viscosidade e baixa conversão após polimerização. Então adicionaram entre 20 e 50% em peso do dimetacrilato menos viscoso com trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) para melhorar a movimentação das fórmulas dentárias e alcançar maior grau de conversão. A adição do TEGDMA, também, está associada a uma retratibilidade volumétrica que aumenta devido ao aumento das duplas ligações na concentração de TEGDMA e o aumento global das duplas ligações na conversão. Monometacrilatos e acrilatos como a hidroxipropil metacrilato e isobornilo acrilato têm sido exploradas e foi demonstrado que são caracterizadas pela redução volumétrica, encolhimento e aumento das conversões das duplas ligações. Contudo, a taxa de reação é significativamente menor para estes tradicionais compostos funcionais, comparado com o disponível a partir de dimetacrilatos. A cinética de fotopolimerização do morfolinecarbonil metacrilato e metacrilato fenil carbonato, comparado ao TEGDMA, quando utilizada como diluentes reativos para Bis-GMA, foram avaliados com 70% em peso do enchimento de vidro bário. Observaram que o Bis-GMA/morfolinecarbonil metacrilato e Bis-GMA/fenil carbonato de metacrilato apresentaram taxas de polimerização e reforçadas conversões finais em comparação com as formulações BisGMA/TEGDMA. No entanto, apenas o sistema BisGMA/morfolinecarbonil metacrilato exibe taxas de polimerizações e valores de conversão estatisticamente diferentes. A Tg do sistema Bis-GMA/fenil carbonato de metacrilato foi menor do que os outros dois sistemas. O módulo de armazenamento de ambos os valores experimentais monometacrilato com materiais compósitos foram significativamente maiores do que o do controle. O sistema Bis-GMA/fenil carbonato de metacrilato equivalente ao módulo flexural e flexão diminuíram em relação ao Bis-GMA/TEGDMA. O sistema Bis-GMA/morfolinecarbonil metacrilato exibiu flexão e aumentou o módulo equivalente de flexão. Concluíram que, compósitos avaliados em sistemas altamente reativos como fenil ligado a monometacrilatos carbonato metacrilato e metacrilato morfolinecarbonil foram

reativos como diluentes para Bis-GMA. O Bis-GMA/fenil carbonato de metil e sistemas compósitos Bis-GMA/morfolinecarbonil metacrilato foram comparados com um sistema de controle Bis-GMA/TEGDMA para polimerização cinética, temperatura de transição vítrea, flexão e módulo. Utilizando fenil carbonato metacrilato, não resultou em melhorias significativas na cinética da polimerização ou propriedades mecânicas. Entretanto, utilizando metacrilato de morfolinecarbonil como um diluente reativo, resultou em aumentos dramáticos na taxa de polimerização e medida global da conversão da ligação dupla. Além disso, o sistema morfolinecarbonil metacrilato exibiu temperatura equivalente de transição vítrea e de flexão melhorados com modo de armazenamento e módulo de flexão. Por isso, monometacrilatos altamente reativos, como morfolinecarbonil metacrilato, mostraram grande promessa para ser utilizado como diluentes reativos em resinas dentárias.

4. RESINAS

O termo resina, nesse contexto, identifica um plástico de reforço com alto peso molecular. Trata-se de compostos orgânicos sintéticos, os quais podem ser moldados de diversas maneiras e endurecidos de acordo com a sua aplicação [50].

De acordo com as propriedades mecânicas e de acordo com a temperatura as resinas que não necessitam de reação química podem ser classificadas em termoplásticas. Estas amolecem quando aquecidas e endurecem quando resfriadas em processos reversíveis. A classificação em termofixas serve para aquelas que se tornam duras quando submetidas à aplicação de calor, não amolecendo com aquecimento posterior [12]. Resinas fabricadas com o auxílio de uma reação química são classificadas como termoendurecidas ou termopolimerizáveis e o produto final é diferente da composição inicial, sendo insolúveis e infusíveis [50].

4.1. Resinas odontológicas compósitas

Considera-se material compósito, o material multifásico com proporções significativas das propriedades de ambas as fases que o constituem, obtendo-se melhores propriedades [12].

As resinas utilizadas pelos dentistas consistem em um material compósito, com uma matriz orgânica e fibras como meio de reforço [12].

O estudo de polímeros e compósitos levou à produção de resinas odontológicas com melhores propriedades, e estas se baseiam, principalmente, no 2,2-bis (4-(2-hidroxi-3-metacriol-oxipropil) fenil) propano, o Bis-GMA, também conhecida como resina de dimetacrilato, desenvolvido por Bowen em 1956, e quando polimerizadas formam cadeias poliméricas tridimensionais [3].

Essa matriz formada através da polimerização via radical livre dos dimetacrilatos, quando utilizada para preenchimento das cavidades dentárias

apresentam baixa resistência ao desgaste [46]. Por volta de 1960, as resinas foram reforçadas com partículas de carga formando, as resinas compostas restauradoras. Essas resinas são formadas, normalmente, por dois materiais insolúveis um no outro, os quais formam outro material com propriedades superiores.

As partículas inorgânicas duras podem ser vidro, quartzo e/ou sílica fundida, e são unidas pela matriz orgânica a qual inclui, além do monômero, um fotoiniciador, geralmente a canforoquinona e uma amina terciária e que resultam na formação de radicais livres que dão início a polimerização [45]. Ainda, um agente de união é capaz de reforçar a ligação entre as partículas inorgânicas com a matriz da resina [33].

Para que ocorra a união entre a matriz da resina e as partículas de carga inorgânica, e assim, o material apresentar as propriedades requeridas são utilizados agentes de união como titanatos, zirconatos e, principalmente, os silanos orgânicos. O agente de união tem um papel fundamental na obstrução da infiltração de água na interface carga-resina [2].

Monômeros a base de dimetacrilatos permitem que ocorram ligações cruzadas entre as cadeias moleculares, o que traz uma maior resistência à ação de solventes à matriz, mas isso aumentará a contração de polimerização.

As partículas de carga inorgânica possuem tamanhos entre 0,1 e 100 μm [28]. Essas micropartículas são distribuídas no material de acordo com o tamanho das mesmas e ocupam entre 30 e 70 % em volume e 50 e 85 % em peso da composição total da resina [50]. Uma grande parte das resinas compostas possuem sílica coloidal em pequena quantidade como carga.

A presença de partículas de carga em uma resina faz ocorrer alterações significantes nas propriedades desse material, tais como, redução de absorção de água e da dilatação. Além disso, as propriedades mecânicas de resistência à compressão, resistência à tração e o módulo de elasticidade são mais elevados [19].

Propriedades como o índice de refração deve ser semelhante ao da matriz evitando a obtenção de material opaco. A dureza do quartzo (material inerte) é muito maior que a dureza da matriz o que torna o material difícil de polir, enquanto o vidro de bário apresenta radiopacidade, mas não se apresenta tão inerte.

4.2. Fotoativação das resinas compostas

A fotoativação das resinas compostas surgiu em 1970 e, cada vez mais, vem sendo utilizada na odontologia.

A polimerização com luz visível apresenta faixa de absorção entre 400 e 500 nm e ocorre com a interação da luz com o fotoiniciador (canforoquinona e amina) dando início à reação de adição via radicais livres no compósito dentário. O tipo de fonte de radiação utilizada é uma forma de alcançar melhores propriedades na restauração [25].

A polimerização com luz visível apresenta a vantagem de ser mais profunda em um tempo mais curto, além de menor porosidade nas restaurações, maior tempo de trabalho que permite inserção mais cuidadosa e sem falhas. Facilita a caracterização das restaurações, menor tempo de presa, menor quantidade de excessos, facilitando o acabamento das restaurações [19].

4.2.1. Lâmpadas halógenas

O equipamento conta com um bulbo de quartzo com um filamento de tungstênio e irradia luz azul e branca a qual precisa ser filtrada com o intuito de remover o calor e os comprimentos de onda que não estejam na faixa do violeta-azul. Essas lâmpadas produzem luz através da incandescência do filamento de tungstênio [2, 37].

A lâmpada halógena apresenta como inconveniente a sua degradação, a qual é ocasionada pela deposição de impurezas provenientes dos constituintes das lâmpadas, o que faz com que o equipamento não possua a mesma potência ao longo de sua vida útil [2, 37].

4.2.2. LED

Baseada em lâmpadas diodo que são semicondutoras no estado sólido, sob a forma de cristais arrançados de nitreto de gálio, emitem uma luz azul com comprimento de onda entre 450 e 490 nm, que são as mais utilizadas na odontologia [2]. A luz é gerada pela mobilidade de elétrons que convertem a energia elétrica em energia luminosa.

Trata-se de um equipamento que não emite calor, apresenta baixo consumo de energia e alta durabilidade. A luz emitida com intensidade constante e são aparelhos leves e silenciosos, pois não precisam de refrigeração [37].

A desvantagem da luz azul LED está no espectro emitido o que torna esse tipo de aparelho de fotoativação incompatível com os materiais das resinas que utilizam como fotoiniciadores a canforoquinona e o PPD o qual absorve luz na faixa de 400 e 450 nm [2, 37].

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Materiais

A pesquisa analisou três resinas odontológicas compósitas comerciais com diferentes composições químicas de acordo com o quadro 1.

Quadro 1 – Resinas compostas utilizadas no experimento.

Resina compósita	Composição	Marca
Amelogem Plus	Fase orgânica: BisGMA, TEGDMA. Fase inorgânica: dióxido de silício e silicatos, tamanho médio das partículas 0,7 µm, 76% peso, 61% volume.	Ultradent Products, South Jordan, Utah, EUA
Filtek Z-250	Fase orgânica: BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA. Fase inorgânica: partículas de sílica e zircônia, tamanho médio de partículas 0,6 µm, 82% peso, 60% volume.	3M Dental Products, Irvine, EUA
Rok	Fase orgânica: UDMA. Fase inorgânica: silicato de estrôncio e alumínio, tamanho médio de partícula 1,2 µm, 77% peso, 63% volume.	SDI Limited, Bayswater, Victoria, Austrália

Na figura 1, mostram-se as resinas utilizadas neste trabalho.



Figura 1 – Resinas odontológicas utilizadas na pesquisa

Estas resinas foram fotoativadas com as seguintes intensidades luminosas e tempos de exposição:

- LED: (High Powered Led Cordless – SDI LTD – Austrália) com intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 por 7 s ou 14 s para obter a densidade de energia de 8 e 16 J/cm^2 , respectivamente.

Na figura 2, mostra-se o equipamento LED utilizado na pesquisa:



Figura 2 – Equipamento LED High Powered Led Cordless

- Luz halógena: (XL 3000, 3M Dental Products, Irvine, USA) com 450 mW/cm² por 18 s e 36 s densidade de energia de 8 e 16 J/cm² , respectivamente.

A figura 3 mostra o equipamento luz halógena utilizado nesta pesquisa.



Figura 3 – Equipamento XL 3000, 3M Dental Products

O produto da intensidade luminosa (mW/cm^2) pelo tempo de exposição (s) define a densidade energia (J/cm^2) utilizada para a polimerização dos materiais poliméricos estudados.

$$\text{DE} = \text{tempo de exposição} \times \text{intensidade luminosa}$$

5.2. Métodos

Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000, apresentada na figura 4.



Figura 4 – Máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000.

5.2.1 Resistência à compressão

Para a realização dos testes foram tomados três grupos com dez corpos de prova para cada resina compósita para DE igual a 8 J/cm^2 para luz halógena e da mesma forma para 16 J/cm^2 . O procedimento se repetiu da mesma maneira substituindo-se a luz halógena por LED. As amostras foram confeccionadas com uma espátula Thompson para inserir cada incremento da resina compósita com 2 mm de espessura em uma matriz de Teflon cilíndrica bipartida (Fig. 5) com 3 mm de diâmetro e 6 mm de altura. A matriz foi sobreposta por uma tira de poliéster para que a resina não escoasse. A cada incremento efetuou-se a fotopolimerização, sendo que no último incremento outra tira de poliéster foi posicionada sobre a matriz para que a superfície ficasse o mais plana possível [5]. O teste foi realizado de acordo com a metodologia de Kildal e Ruyter (1997), apud Balbinot.

Após o armazenamento das amostras por 14 dias, o teste de resistência à compressão foi realizado na máquina de ensaio universal (fig. 4), com velocidade de carregamento de 1 mm/min até que a amostra sofresse fratura. O resultado da tensão foi obtido em Newtons (N) e convertidos a MPa de acordo com a equação (5.1):

$$R_c = \frac{F}{A} \quad (5.1)$$

Na qual R_c é a resistência à compressão, F é a força máxima obtida em N, e A ($7,06 \text{ mm}^2$) é a área da base [5].

Após a obtenção dos resultados estes foram submetidos às análises estatísticas de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p = 0,05$).

A figura a seguir mostra a matriz para a confecção dos corpos de prova.



Figura 5 – Matriz para confecção de corpos de prova para o teste de resistência à compressão

5.2.2 Tração Diametral

Para a realização desse teste, foram feitos três grupos com dez corpos de prova para cada resina compósita para DE igual a 8 J/cm^2 para luz halógena e da

mesma forma para 16 J/cm². O procedimento se repetiu da mesma maneira substituindo-se a luz halógena por LED. As amostras foram confeccionadas com uma espátula Thompson para inserir cada incremento da resina compósita com 2 mm de espessura em uma matriz polimérica cilíndrica, com 6 mm de diâmetro e 3 mm de altura. A matriz foi sobreposta a uma tira de poliéster para que a resina não escoasse, a cada incremento efetuou-se a fotopolimerização, sendo que no último incremento outra tira de poliéster foi posicionada sobre a matriz para que a superfície ficasse o mais plana possível [5]. O teste de resistência à tração diametral foi realizado de acordo com a especificação número 27 da ADA para resinas restauradoras diretas (1977) [30], apud Balbinot.

Após o armazenamento das amostras por 14 dias, o teste de resistência a compressão foi realizado na máquina de ensaio universal (fig. 4) com velocidade de carregamento de 1 mm/min até que a amostra sofresse fratura. O resultado da tensão foi obtido em Newtons (N) e convertidos a MPa de acordo com a equação (5.2):

$$T_s = \frac{2P}{\pi DT} \quad (5.2)$$

Nesta T_s é a resistência a tração diametral, P é a força máxima obtida em N, D é o diâmetro da amostra (6mm) e T é a espessura (3mm) [5].

Da mesma forma, após a obtenção dos resultados estes foram submetidos às análises estatísticas de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p = 0,05$).

A figura 6 mostra a matriz para confecção dos corpos de prova para este teste.

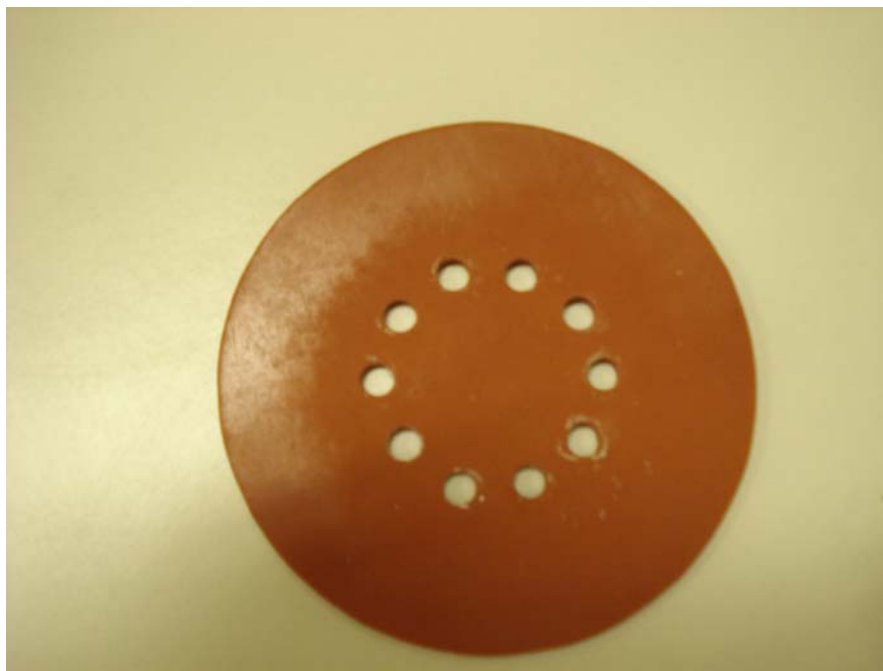


Figura 6 – Matriz para confecção de corpos de prova para o teste de resistência à tração diametral

5.2.3 Determinação do módulo de elasticidade

O grau de deformação ou esforço de uma estrutura depende da magnitude de uma tensão imposta. Essa deformação em que a tensão é proporcional à deformação é conhecido como deformação elástica de um material, um gráfico de tensão (ordenada) em função da deformação (abscissa) que irá resultar em uma relação linear com uma inclinação (coeficiente angular) que corresponde ao módulo de elasticidade E . Considera-se esse módulo como a rigidez, ou resistência à deformação elástica do material [12].

O resultado para a determinação do módulo de elasticidade foi obtido pela equação (5.3):

$$E = \frac{Rc}{\varepsilon} \quad (5.3)$$

Na qual E é o módulo de elasticidade, Rc é a resistência a compressão em MPa e ε é a deformação específica do material.

6. RESULTADOS

Aos resultados de tração diametral, resistência à compressão e módulo de elasticidade foram aplicados, as médias em MPa, os testes de variância ANOVA com três fatores e o teste de Tukey, ambos com 95% de certeza ($p=0,05$).

A tabela 1 apresenta os resultados do teste de three-way ANOVA. Segundo os resultados apresentados, as resinas utilizadas no estudo apresentaram diferenças estatísticas para tração diametral, resistência à compressão e módulo de elasticidade ($p<0,05$), assim como para aparelho de fotoativação em relação ao módulo de elasticidade ($p<0,05$) e, ainda, a interação entre a densidade e a resina composta no teste de resistência a tração diametral ($p<0,05$).

Tabela 1: Resultados de tração diametral, resistência à compressão e módulo de elasticidade após o teste ANOVA.

	Tração Diametral	Resistência a Compressão	Módulo de Elasticidade
	p	p	p
Densidade	0,4993	0,3746	0,6997
Luz	0,7983	0,6751	0,0166
Resina	0,0001	0,0250	0,0001
Densidade*Luz	0,8412	0,5897	0,5072
Densidade*Resina	0,0059	0,7529	0,0597
Luz*Resina	0,5051	0,0749	0,6306
Densidade*Luz*Resina	0,6912	0,5001	0,6372

Analisando os resultados obtidos após o teste de Tukey para a variação de densidade de energia, na tabela 2 observou-se que não houve diferenças estatísticas significantes para resistência à tração diametral, resistência à compressão e módulo de elasticidade.

Valores com índices iguais não apresentam diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 2: Desempenho das resinas para variação de densidades de energia

Densidade de Energia	Tração Diametral (MPa)	Resistência a Compressão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
8 J/cm²	46,272 ^a	196,76 ^a	1924,6 ^a
16 J/cm²	45,444 ^a	188,83 ^a	1899,5 ^a

A tabela 3 apresenta uma comparação para as unidades de fotoativação entre todos os grupos estudados.

Tabela 3: Desempenho das unidades de fotoativação

Fonte	Tração Diametral (MPa)	Resistência a Compressão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
LED	46,015 ^a	190,93 ^a	1833,1 ^b
Luz halógena	45,701 ^a	194,66 ^a	1991,0 ^a

Os valores que apresentam o índice “a”, como para o ensaio de resistência à tração diametral observa-se que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as fontes LED e luz halógena assim como para o ensaio de resistência a compressão. Já para a análise do módulo de elasticidade a fonte LED apresentou uma diferença estatística significativa com menor valor em relação à luz halógena, valor caracterizado pelo índice “b”.

Realizando uma análise geral do desempenho das resinas poliméricas na tabela 4, observou-se que para os ensaios de resistência à tração diametral e módulo de elasticidade, variando a fonte de ativação e densidade de energia; para a resina Rok apresentou diferenças estatísticas significantes enquanto que para o ensaio de resistência à compressão da mesma resina não se observou o mesmo desempenho.

Para a resina Z250, fazendo uso das mesmas variáveis, o teste de Tukey apresenta diferenças estatísticas significantes apenas para o item módulo de elasticidade.

Por fim, observou-se que para o material Amelogen apenas não ocorreram diferenças estatísticas significantes para o ensaio de resistência à compressão.

Na tabela, os resultados com índices diferentes apresentam diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 4: Desempenho geral após aplicação do teste de Tukey

Resina	Fonte	Densidade de energia (J/cm ²)	Tração Diametral (MPa)	Resistência a Compressão (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
Rok ¹	Halógena	8	50,933 ^a	191,15 ^a	2293,7 ^a
Rok ¹	LED	8	48,375 ^a	211,84 ^a	2021,5 ^{ab}
Rok ¹	Halógena	16	43,531 ^{ab}	177,63 ^a	1999,1 ^{abc}
Rok ¹	LED	16	43,277 ^{ab}	197,50 ^a	1986,0 ^{abc}
Z250 ²	Halógena	8	49,271 ^a	186,82 ^a	2065,7 ^{ab}
Z250 ²	LED	8	50,014 ^a	165,66 ^a	1963,9 ^{abc}
Z250 ²	Halógena	16	50,196 ^a	168,79 ^a	1950,9 ^{abc}
Z250 ²	LED	16	49,938 ^a	186,56 ^a	1872,2 ^{abc}
Amelogen ³	Halógena	8	37,775 ^b	225,14 ^a	1716,2 ^{bc}
Amelogen ³	LED	8	41,266 ^{ab}	199,96 ^a	1486,7 ^c
Amelogen ³	Halógena	16	42,502 ^{ab}	218,46 ^a	1920,6 ^{abc}
Amelogen ³	LED	16	43,217 ^{ab}	184,04 ^a	1668,1 ^{bc}

Legenda: Composição da matriz orgânica

1 – monômero UDMA

2 – monômeros: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA

3 – monômeros: Bis-GMA e TEGDMA

Com relação à tensão limite, foi obtida pela razão entre a força máxima e a área da seção transversal da amostra. A deformação específica foi calculada pela relação entre a deformação apresentada no gráfico pelo comprimento inicial. Essa relação promoveu uma relação linear entre a deformação específica e a tensão limite de escoamento, da qual se obteve os resultados para módulo de elasticidade.

A figura 7 mostra um gráfico de deformação em função da força, do qual foram retirados os dados necessários para a obtenção do módulo de elasticidade.

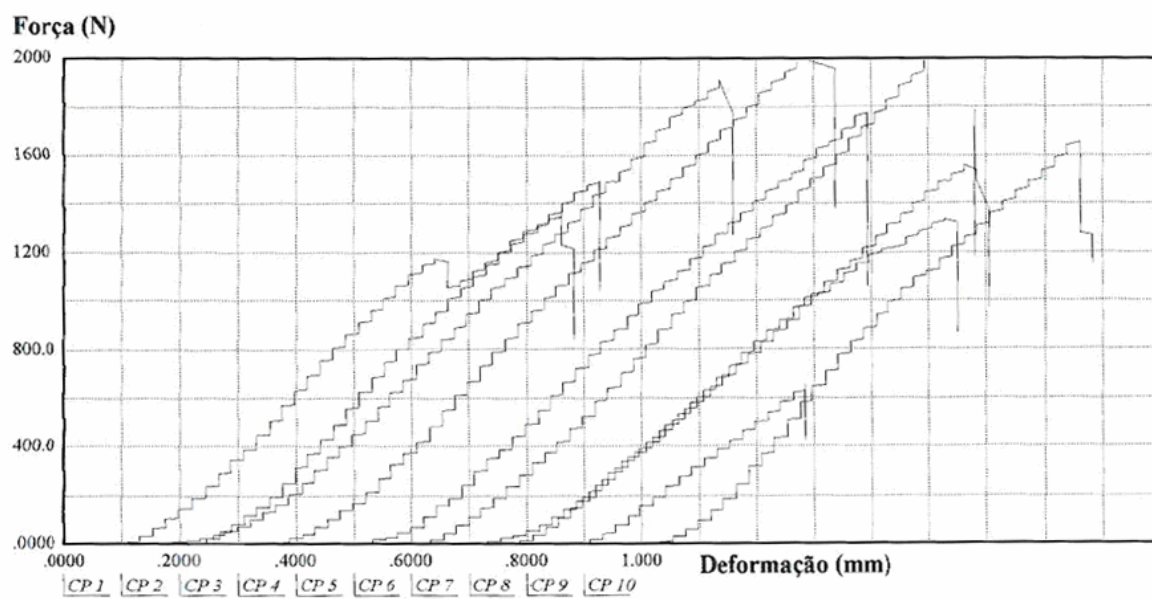


Figura 7: gráfico de resistência à compressão

7. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou determinar, através de ensaios mecânicos como a resistência à tração diametral e resistência à compressão, algumas características importantes de três resinas odontológicas comerciais compostas por diferentes matrizes poliméricas.

Estes materiais fazem uso de um fotoiniciador, como a canforoquinona, a qual produz, após irradiação controlada de luz visível, íons radicais que dão início à polimerização [28]. Sabe-se que para uma restauração dentária seja durável, uma boa polimerização é indispensável, mas sabe-se também que no processo de fotoativação a intensidade da luz vai sendo atenuada, à medida que a mesma é absorvida e dispersada pelo compósito [16].

Pode-se observar nas resinas testadas nesse estudo, de maneira geral que, quando polimerizadas com densidade de energia de 8 J/cm^2 , apresentaram resultados superiores em comparação com a densidade de 16 J/cm^2 para resistência à tração diametral, resistência à compressão bem como para o módulo de elasticidade (Tab.2). Segundo o teste de Tukey esses valores não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Mas segundo Calheiros *et. al.*, o aumento do tempo de radiação aumenta o número de radicais livres e a transferência de calor para o compósito, aumentando a mobilidade das espécies reativas e por consequência aumentando as propriedades mecânicas. Como as diferenças não foram significativas não se podem fazer considerações ao aumento de calor [11]. Diante disso, pode-se dizer que 8 J/cm^2 seria suficiente para garantir propriedades mecânicas adequadas para as resinas estudadas.

Com relação às unidades de fotoativação LED e luz halógena (tab. 3), apenas uma diferença estatisticamente significativa pode ser observada após o teste de Tukey, para módulo de elasticidade, no qual a luz halógena apresentou resultados superiores em relação ao LED. Observa-se também que, no teste de resistência à

compressão o resultado para luz halógena foi superior, mas, ainda assim, não apresentou diferenças estatisticamente significativas. Com relação à análise de variância ANOVA, foi observada diferença estatisticamente significativa, também para módulo de elasticidade ($p < 0,05$).

Mills *et al*, afirmaram em 2002 que a luz halógena apresenta algumas desvantagens em relação ao LED, uma delas é a diminuição da saída da luz com o passar do tempo, resultando em um baixo grau de conversão dos monômeros contidos nas resinas compósitas, o que traria problemas clínicos. O LED seria uma alternativa clínica viável já que tem características suficientes capazes de polimerizar tão satisfatoriamente como a halógena, mas sem os inconvenientes já citados [29].

Em relação ao teste de tração diametral (tab. 3), o qual, no presente estudo os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, podendo-se sugerir que a unidade fotoativadora não influenciou diretamente a propriedade de resistência à tração diametral, o que pode ser explicado pela distribuição espectral da luz emitida por ambos os equipamentos de fotoativação (pico de emissão LED 465 nm e luz halógena 497 nm) e o intervalo de absorção da canforoquinona, que absorve luz no comprimento de onda de 467 nm [51].

As diferenças significativas observadas para o módulo de elasticidade, na tabela 3, ficaram evidenciadas na superioridade dos valores para a unidade fotoativadora luz halógena, o que pode representar que tal equipamento apresenta as características ideais para a polimerização dos compostos resinosos que contenham canforoquinona como fotoiniciador. Sari *et al*, explicaram em 2006 que como as resinas compósitas atualmente apresentam em sua composição a canforoquinona e ainda o PPD (1-fenil-1,2 propanodiol) como alternativa de fotosensor, o qual absorve a luz em comprimento de onda de cerca de 400 nm, uma vez que o comprimento de onda do fotoiniciador halógeno é compreendido entre 400 e 500 nm, o mesmo possibilita a absorção pelos dois componentes de fotoiniciação. Já o equipamento LED apresenta seu pico de emissão na faixa de 460 a 490 nm [43].

No teste de resistência à compressão (tab. 3), apesar de ter apresentado valores semelhantes para ambas as unidades de fotoativação, sem diferenças estatisticamente significativas, o que pode sugerir que o tipo de luz não afetou a polimerização dos compósitos. Observa-se, ainda, que o valor superior aconteceu para o fotoativador luz halógena. Silva e Dias, 2009, concluíram que o tipo de

material e composição química tem um papel significativo para fotoativação, de compósitos odontológicos e que esses fatores interferem em suas propriedades mecânicas. A eficiência da fotoativação depende do conceito de energia total, segundo a qual a intensidade e foto-tempo de iniciação são importantes para uma luz eficiente na cura de compósitos odontológicos. No estudo dos autores, a maior energia produzida foi para a luz halógena, o que poderia ajudar a explicar a maior resistência à compressão. A taxa de conversão de monômeros também está relacionada diretamente com a quantidade de energia, e isto está relacionado com a elevação das propriedades mecânicas. Diante de tais observações os autores concluíram que a resistência à compressão das resinas compostas polimerizadas com lâmpada halógena ou LED foram semelhantes, embora diferentes forças de compressão tenham sido obtidos [48].

Em um estudo realizado para comparação entre polimerização e calor induzido em compostos resinosos, calor este que representa um perigo de alto potencial para a polpa do dente, foram analisadas as unidades fotoativadoras LED e luz halógena, por Uhl, Mills e Jandt, 2002. Os autores relataram que o LED é uma alternativa viável, uma vez que proporciona, de maneira geral, menores aumentos na temperatura durante a polimerização das resinas [53].

Tendo em vista os resultados obtidos no presente trabalho, pode-se dizer que a polimerização pode ser tão efetiva com luz halógena como com LED. O que vai ao encontro dos resultados de Uhl, *et al*, em 2004, desde que a resina compósita tenha como fotoiniciador a canforoquinona [54]. Mas de acordo com estudos gerais o LED apresenta-se como a alternativa mais aceita.

As três resinas pesquisadas no presente trabalho apresentam diferentes fases monoméricas: Rok - UDMA, Z250 – Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA e TEGDMA e Amelogem – Bis-GMA e TEGDMA. O grau de conversão dos compósitos está ligado a fatores como a matriz orgânica e o tamanho de partículas de carga contida nas resinas [38]. De acordo com Soares, 2007, apud Rodrigues, 2008, uma quantidade de carga elevada pode dificultar a penetração da luz na resina compósita o que faz dessa característica mais um fator importante a ser levado em consideração [49].

O monômero mais comumente utilizado nos compósitos dentários é o Bis-GMA, entretanto, sabe-se que o monômero UDMA apresenta uma viscosidade menor e maior flexibilidade em relação ao Bis-GMA, o que pode influenciar na melhora das propriedades mecânicas dos compósitos. Estudos mostram que,

também, o UDMA promove um maior grau de conversão comparado com o Bis-GMA [51].

Sideridou, Tserki e Papanastasiou, 2002, constataram que os monômeros UDMA e Bis-EMA apresentaram o maior grau de conversão enquanto que o monômero TEGDMA apresentou a maior limitação em relação a esse fator e ainda relataram que o mesmo pode facilitar o crescimento de bactérias ao redor das restaurações e ainda aumentar a sorção de água. Também segundo os autores, o monômero Bis-GMA apresenta características contraditórias para a qualidade das resinas baseadas em tal monômero, pois ao mesmo tempo que utiliza o metacrilato de metila que acarreta um menor encolhimento e módulos de elasticidade superiores, apresenta, também uma viscosidade elevada não permitindo grande quantidade de carga que melhora as propriedades mecânicas e de cura.

O monômero Bis-EMA apresenta uma estrutura análoga a do Bis-GMA, no entanto, não possuem os grupos hidroxila responsáveis pela sorção de água e pela elevada viscosidade do Bis-GMA.

Com base nessas informações observaram-se os resultados obtidos na tabela 4, a resina Rok apresentou diferenças estatisticamente significativas para o teste de resistência à tração diametral e para o módulo de elasticidade, nos quais os valores são os mais elevados, o que vai de encontro com a estudos anteriores que revelam as melhores propriedades para resinas que contenham UDMA em sua composição.

A resina Z250, que contém Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA e TEGDMA em sua composição, apresentou diferenças estatisticamente significativas apenas para o módulo de elasticidade e apresentou valores superiores para o teste de resistência à tração diametral, o que pode estar relacionado com a presença do monômero UDMA, pois o uretano apresenta capacidade de fazer ligações de hidrogênio no copolímero, o que de acordo com Tolosa *et al.* pode estar associado com o aumento da resistência à tração [51].

Os resultados da resina Amelogem apresentaram diferenças estatisticamente significativas, além dos mesmos terem sido, na maior parte, inferiores aos demais, o que, pode ser atribuído à composição monomérica da resina que apresenta Bis-GMA e TEGDMA com as características já descritas anteriormente.

Diante das considerações apresentadas por este trabalho, pode-se sugerir que os profissionais da odontologia façam uso de equipamentos radiômetros em

seus consultórios, para determinar a densidade energética aplicada às resinas compósitas de modo que sejam coerentes com a aplicação.

Ainda, pode-se sugerir aos fabricantes dos produtos que as embalagens das resinas compósitas determine que uma densidade mínima de energia de 8 J/cm^2 deve ser utilizada na polimerização do material, independentemente da sua composição química.

8. CONCLUSÃO

Segundo os experimentos realizados e o material utilizado nesta pesquisa, pode-se concluir que:

- a utilização do equipamento LED apresentou-se como uma alternativa viável para os profissionais da odontologia, já que não houve prejuízos nas propriedades mecânicas dos materiais restauradores utilizados, quando comparado com lâmpada halógena.
- Não foram constatadas diferenças estatisticamente significativas das propriedades mecânicas, nos materiais estudados, quando se utilizaram densidades de energia de 8 J/cm^2 e de 16 J/cm^2 .
- É fundamental a verificação da constância das propriedades mecânicas quando da utilização de densidade de energia de 8 J/cm^2 e de 16 J/cm^2 , pois isto permite reduzir à metade o tempo de exposição do paciente às radiações e o tratamento obtendo-se o mesmo efeito. Isso permite uma diminuição do tempo de exposição dos pacientes às radiações emitidas pelos equipamentos.
- As resinas odontológicas que possuem o monômero UDMA em sua composição apresentaram propriedades superiores em relação às resinas que não o contém.

9. PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

- Proponho que o estudo deve continuar com o intuito de determinar experimentalmente o coeficiente de Poisson das resinas estudadas.
- Proponho um estudo comparativo das propriedades estudadas com as obtidas a partir de amostras ensaiadas após armazenadas por 24h.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ABADO, L. G. *et. al.* The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. **Journal of Dentistry, Bristol**, v. 31, n.5, p. 353-359, Jul. 2003.
- [2] ANUSAVICE, P. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.
- [3] ANUSAVICE, J. K. **Phillips' science of dental materials**. 10 ed. Pennsylvania: W. B. Saunders Company, 1996.
- [4] ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. **Eur J Oral Sci**;113 (5):417-21. 2005
- [5] BALBINOT, C. E. A.. **Avaliação Mecânica de resinas compostas nanoparticuladas**. Porto Alegre, 2006. 72 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, PUCRS, Brasil.
- [6] BENETT, M. B. *et al.* Conversion of a heat and pressure cured composite. **J. Dent Res**, Washington, v.75,p.291, mar.1996.
- [7] BERNARDI, M. I. B. *et al.* Thermal Analysis and structural investigation of different dental composite resins. **Journal of Thermal Analysis and Calorimetry**, Budapest, p. 1388-6150, Sept. 2007.
- [8] BHAMRA, G. S., FLEMING, G. J.P. Effects of halogen light irradiation variables (tip diameter, irradiance, irradiation protocol) on flexural strength properties of resin-based composites. **Journal of Dentistry**. v.36, p. 643-650. Aug. 2007.

- [9] BROSH, T. *et al.* Analysis of strength properties of light-cured resin composites. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 15, p. 174-179, maio. 1999.
- [10] BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surfaces. **J Dent, Bristol**, v. 34, n.6, p. 849 – 53, dez. 1955.
- [11] CALHEIROS, F. C.; KAWANO, Y.; STANSBURY J. W.; BRAGA, R. R..Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. **Dental Materials**, v. 22, p. 799–803, 2006.
- [12] CALLISTER, W.D..Jr. **Materials Science and Engineering: An Introduction**. Ed. LTC. Rio de Janeiro. 2002.
- [13] CHITCHUMNONG, P.; BROOKS,S.C.; STAFFORD, G.D. Comparison of three and four – point flexural strength testing of denture – base polymers. **Dent Mater**. Copenhagen, v. 5, p. 2-5, Jan. 1989.
- [14] CHUNG, K. H.; GREENER, E. H. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composites resins. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 17, n. 4, p. 487 – 94, Sept. 1990.
- [15] COBB, D. S. *et al.* The physical properties of packble and conventional posterior resin-based composites: a comparison. **The Journal of the American Dental Association**, Washington, v.131, n.11, p. 1610-1615, Nov. 2000.
- [16] dos SANTOS G. B., ALTO R. V. M., FILHO H. R. S., da SILVA E.M., FELLOWS C. E.. Light transmission on dental resin composites. **Dental Materials** v.24, p. 571–576, 2008
- [17] dos SANTOS, P. H.; PAVAN, S.; CONSANI, S.; SOBRINHO, L. C.; SINHORETI, M. A.; FILHO, J. N. In vitro evaluation of surface roughness of 4 resin composites after the toothbrushing process and methods to recover superficial smoothness. **Quintessence Int.** v. 38(5) p.247-53 May, 2007.

- [18] FERRENCE, J. L.; GREENER, E. H. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical proprieties of dental restorative resins. **Journal of Biomedical Materials Research**, Hoboken, v. 20, n 1, p. 121 – 131, jan. 1986.
- [19] GARONE NETTO, NARCISO *et al.* **Introdução à Dentística Restauradora**. Ed.Livraria Santos Editora Ltda. 2003.
- [20] JIMÉNEZ-PLANAS A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. **Quintessence Int** 2008;39(2):74-84.
- [21] KILDAL, K. K.; RUYTER, I.E. How different curing method affect mechanical properties of composites for inlays when tested in dry and wet conditions. **Eur J Oral Sci**, Compenhagen, v. 105, p. 353-361, Aug. 1997.
- [22] KILAMBI, H. *et al.* Evaluation of highly reactive mono-methacrylates as reactive for BisGMA – based dental composites. **Dent Mater.** (2008), doi:10.1016/j.dental.2008.05.003
- [23] KIM, K.; ONG, J.L.; OKUNO, O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composite. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 87, n.6, p. 642-649, Jun. 2002.
- [24] KLYMUS, M. E., **Avaliação Mecânica de resinas compostas para restaurações indiretas**. Porto Alegre, 2006. 118 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, PUCRS, Brasil.
- [25] KURASHI, C. *et al.* Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dental Materials** 17 (2001) 309±315].
- [26] LU, H. *et al.* Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. **Operative Dentistry, Seattle**, v.31, n.6, p734-740. 2006.

[27] LUTZ, F.; PHILLIPS,R.W. A classification and evaluation of composite resin systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.50, n.4, p. 480-488,Oct. 1983.

[28] MARCIANO, F. R. **Análise do processo de polimerização de resinas odontológicas através de técnicas fotoacústicas**. Relatório Final de Projeto de Iniciação Científica (PIBIC/CNPq/INPE), 2005.

[29] MILLS R. W.; UHL, A; BLACKWELL, G. B.; JANDT, K. D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials** v. 23, p. 2955–2963, 2002.

[30] New American Dental Association Specification n. 27 for Direct Filling Resins. **J Am Dent Assoc**, v. 94, n. 6, p. 1191-1194, June. 1977.

[31] OBERHOLZER, TG, PAMEIJER, CH, GROBLER, SR, ROSSOUW, RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. **Oper Dent** 2003; 28(5):622-7.

[32] PEUTZFELDT A, .ASMUSSEN E. Resin composite properties and energy density of light cure. **J Dent**; v. 84 (7) p. 659 – 62, 2005.

[33] PEUTZFELDT, A. Resins Composites in Dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 105, p. 97-116, 1997.

[34] PRAKKI, A. *et al.* Influence of additives on the properties of Bis-GMA/Bis-GMA analog comonomers and corresponding copolymers. **Dental Materials**, v. 23, p. 1199-1204. 2007.

[35] PIRES, L. A. G.. **Comparação de propriedades mecânicas e do conteúdo de carga de cinco resinas compostas com nanopartículas**. Porto Alegre. 2008. 103 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, PUCRS, Brasil.

[36] PRICE, R.B.T., FELIX, C.A., ANDREOU, P., Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. **Biomaterials**, 2003.

[37] REIS, A.; LOGUERCIO, A. D. **Materiais Dentários Diretos dos fundamentos à aplicação clínica**. Livraria Santos Editora. 2009.

[38] RODRIGUES, Jr SA, SCHERRER, SS, FERRACANE, JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. **Dent Mater**; v. 24(9), p. 1281-1288, 2008.

[39] RODRIGUES, P. S. H. **Microdureza, módulo de elasticidade e grau de cristalinidade de compósitos ativados por LED e luz halógena com diferentes unidades de energia**. Porto Alegre, 2008, 67f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós Graduação em Odontologia, PUCRS].

[40] RUEGGERBERG, F.A; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**, Seattle, v. 19, n.1, p. 26 – 32, Jan. 1994.

[41] RUYTER, I. E.; SVENDSEN, S. A. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. **Acta Odontol Scand**. Oslo, v. 36, n. 2, p. 75-82, Fev. 1978.

[42] SAMPAIO, M. D. *et al.* Fracture strength of a resin composite with different curing units. In: ANNUAL MEETING & EXHIBITION OF THE AADR, 35, 2006, Orlando, Flórida. Pôster 1438 AADR. 2006.

[43] SARI, D. M. *et al.* Flexural strength and modulus of elasticity of four dental composites polymerized with light emitting diode (LED) and halogen light. **Cienc Odontol Bras**; 9 (3): 13-18, jul./set, 2006.

[44] SCHENEIDER, L.F. *et al.* Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. **Clin Oral Invest**. v. 10, p. 66-71. June 2005.

- [45] SCHENEIDER, LFJ, PFEIFER, CSC, CONSANI, S, PRAHL, S, FERRANCE, JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. **Dent Mater**; v. 24(9), p. 1169-1177, 2008.
- [46] SIDERIDOU, I; Tserki V., PAPANASTASIOU G.. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. **Biomaterials** v. 23, p. 1819–182, 2002.
- [47] SILVA, I.N.L., *et al.* Creating three-dimensional tooth models from tomographic images. **Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal**, 10: 67-71, 2008.
- [48] SILVA, C. M.; DIAS, K. R. H. C.. Compressive strength of esthetic restorative materials polymerized with quartz-tungsten-halogen light and blue LED. **Braz. Dent. J.** vol.20 no.1 Ribeirão Preto 2009.
- [49] SOARES, L. *et al.* The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. **Oper Dent**; v. 32 (2), p. 160-5, 2007.
- [50] SOUZA, R.B. **Avaliação da Dureza de Resinas Odontológicas submetidas a diferentes processos de polimerização**. Porto Alegre. 2005. 96 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) Faculdade de Engenharia, PUCRS, Brasil.
- [51] TOLOSA *et al.* Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strength. **Braz Oral Res**; v. 19 (2) p.123-6, 2005.
- [52] TURSSI, C. P, ROMANO, J. J. F., MENEZES, M., SERRA, M.C. Comparative study of the wear behavior of composites for posterior restorations. **Journal Mater Sci: Mater Med**. v. 18, p. 143 - 147. May 2005.

[53] UHL, A.; MILLS, R. W.; JANDET, K. D.. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomaterials**, v. 24, p. 1809–1820, 2003.

[54] UHL, A.; MILLS, R. W.; RZANNY, A. E.; JANDET, K. D..Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. **Dental Materials** v. 21, p. 278–286, 2005.

[55] YAP AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. **Oper Dent**; v.26(5), p. 460-6, 2001.

ANEXOS

Statistix 8.0
12:00:43 AM

marta comp mod, 1/4/2010,

Analysis of Variance Table for tensão limite de escoamento

Source	DF	SS	MS	F	P
densidade	1	1887	1886.94	0.80	0.3746
luz	1	419	419.14	0.18	0.6751
resina	2	18116	9058.04	3.82	0.0250
densidade*luz	1	694	694.23	0.29	0.5897
densidade*resina	2	1351	675.37	0.28	0.7529
luz*resina	2	12603	6301.50	2.66	0.0749
densidade*luz*resina	2	3311	1655.31	0.70	0.5001
Error	108	256316	2373.29		
Total	119	294696			

Grand Mean 192.79 CV 25.27

Analysis of Variance Table for modulo elasticidade

Source	DF	SS	MS	F	P
densidade	1	18932.2	18932	0.15	0.6997
luz	1	748505	748505	5.92	0.0166
resina	2	3001291	1500645	11.86	0.0000
densidade*luz	1	56013.6	56014	0.44	0.5072
densidade*resina	2	732224	366112	2.89	0.0597
luz*resina	2	117190	58595	0.46	0.6306
densidade*luz*resina	2	114515	57257	0.45	0.6372
Error	108	1.366E+07	126527		
Total	119	1.845E+07			

Grand Mean 1912.1 CV 18.60

Statistix 8.0
11:40:35 PM

marta tracao diametral, 1/3/2010,

Analysis of Variance Table for tracao

Source	DF	SS	MS	F	P
densidade	1	20.61	20.609	0.46	0.4993
luz	1	2.94	2.942	0.07	0.7983
resina	2	1528.58	764.290	17.04	0.0000
densidade*luz	1	1.81	1.808	0.04	0.8412
densidade*resina	2	483.31	241.654	5.39	0.0059
luz*resina	2	61.64	30.820	0.69	0.5051
densidade*luz*resina	2	33.23	16.617	0.37	0.6912
Error	108	4842.92	44.842		
Total	119	6975.04			

Grand Mean 45.858 CV 14.60

Ms= quadrado medio

Ss= soma dos quadrados

Statistix 8.0
12:01:38 AM

marta comp mod, 1/4/2010,

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for densidade

densidade	Mean	Homogeneous Groups
8J	196.76	A
16J	188.83	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 8.8944
Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 17.628
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for luz

luz	Mean	Homogeneous Groups
halogena	194.66	A
led	190.93	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 8.8944
Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 17.628
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for resina

resina	Mean	Homogeneous Groups
amelogen	206.90	A
rok	194.53	AB
z250	176.95	B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 10.893
Critical Q Value 3.361 Critical Value for Comparison 25.891
Error term used: Error, 108 DF
There are 2 groups (A and B) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for densidade*luz

densidade luz	Mean	Homogeneous Groups
8J halogena	201.03	A
8J led	192.49	A
16J led	189.37	A
16J halogena	188.29	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 12.579
Critical Q Value 3.691 Critical Value for Comparison 32.826
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for densidade*resina

densidade resina	Mean	Homogeneous Groups
8J amelogen	212.55	A

8J	rok	201.49	A
16J	amelogen	201.25	A
16J	rok	187.56	A
16J	z250	177.67	A
8J	z250	176.24	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 15.405
 Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 44.700
 Error term used: Error, 108 DF
 There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for luz*resina

luz	resina	Mean	Homogeneous Groups
halogena	amelogen	221.80	A
led	rok	204.67	AB
led	amelogen	192.00	AB
halogena	rok	184.39	AB
halogena	z250	177.80	AB
led	z250	176.11	B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 15.405
 Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 44.700
 Error term used: Error, 108 DF
 There are 2 groups (A and B) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tensão limite de escoamento for densidade*luz*resina

densidade	luz	resina	Mean	Homogeneous Groups
8J	halogena	amelogen	225.14	A
16J	halogena	amelogen	218.46	A
8J	led	rok	211.84	A
8J	led	amelogen	199.96	A
16J	led	rok	197.50	A
8J	halogena	rok	191.15	A
8J	halogena	z250	186.82	A
16J	led	z250	186.56	A
16J	led	amelogen	184.04	A
16J	halogena	rok	177.63	A
16J	halogena	z250	168.79	A
8J	led	z250	165.66	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 21.787
 Critical Q Value 4.722 Critical Value for Comparison 72.746
 Error term used: Error, 108 DF
 There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for densidade

densidade	Mean	Homogeneous Groups
8J	1924.6	A
16J	1899.5	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 64.943
 Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 128.71
 Error term used: Error, 108 DF
 There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for luz

luz Mean Homogeneous Groups

halogena 1991.0 A
led 1833.1 B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 64.943
Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 128.71
Error term used: Error, 108 DF
All 2 means are significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for resina

resina Mean Homogeneous Groups

rok 2075.1 A
z250 1963.2 A
amelogen 1697.9 B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 79.538
Critical Q Value 3.361 Critical Value for Comparison 189.05
Error term used: Error, 108 DF
There are 2 groups (A and B) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for densidade*luz

densidade luz Mean Homogeneous Groups

8J halogena 2025.2 A
16J halogena 1956.9 A
16J led 1842.1 A
8J led 1824.0 A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 91.843
Critical Q Value 3.691 Critical Value for Comparison 239.68
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for densidade*resina

densidade resina Mean Homogeneous Groups

8J rok 2157.6 A
8J z250 2014.8 AB
16J rok 1992.6 AB
16J z250 1911.5 ABC
16J amelogen 1794.4 BC
8J amelogen 1601.5 C

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 112.48
Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 326.38
Error term used: Error, 108 DF
There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for luz*resina

luz resina Mean Homogeneous Groups

halogena rok 2146.4 A
halogena z250 2008.3 AB
led rok 2003.7 AB
led z250 1918.1 AB
halogena amelogen 1818.4 BC

led amelogen 1577.4 C

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 112.48

Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 326.38

Error term used: Error, 108 DF

There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of modulo for densidade*luz*resina

densidade	luz	resina	Mean	Homogeneous Groups
8J	halogena	rok	2293.7	A
8J	halogena	z250	2065.7	AB
8J	led	rok	2021.5	AB
16J	halogena	rok	1999.1	ABC
16J	led	rok	1986.0	ABC
8J	led	z250	1963.9	ABC
16J	halogena	z250	1950.9	ABC
16J	halogena	amelogen	1920.6	ABC
16J	led	z250	1872.2	ABC
8J	halogena	amelogen	1716.2	BC
16J	led	amelogen	1668.1	BC
8J	led	amelogen	1486.7	C

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 159.08

Critical Q Value 4.722 Critical Value for Comparison 531.16

Error term used: Error, 108 DF

There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Statistix 8.0
11:41:11 PM

marta tracao diametral, 1/3/2010,

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for densidade

densidade	Mean	Homogeneous Groups
8J	46.272	A
16J	45.444	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 1.2226
Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 2.4231
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for luz

luz	Mean	Homogeneous Groups
led	46.015	A
halogena	45.701	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 1.2226
Critical Q Value 2.803 Critical Value for Comparison 2.4231
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for resina

resina	Mean	Homogeneous Groups
Z250	49.855	A
rok	46.529	A
amelogen	41.190	B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 1.4974
Critical Q Value 3.361 Critical Value for Comparison 3.5589
Error term used: Error, 108 DF
There are 2 groups (A and B) in which the means are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for densidade*luz

densidade	luz	Mean	Homogeneous Groups
8J	led	46.552	A
8J	halogena	45.993	A
16J	led	45.477	A
16J	halogena	45.410	A

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 1.7290
Critical Q Value 3.691 Critical Value for Comparison 4.5121
Error term used: Error, 108 DF
There are no significant pairwise differences among the means.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for densidade*resina

densidade	resina	Mean	Homogeneous Groups
16J	Z250	50.067	A
8J	rok	49.654	A
8J	Z250	49.642	A
16J	rok	43.404	B
16J	amelogen	42.859	B
8J	amelogen	39.521	B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 2.1176
 Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 6.1444
 Error term used: Error, 108 DF
 There are 2 groups (A and B) in which the means
 are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for luz*resina

luz	resina	Mean	Homogeneous Groups
led	Z250	49.976	A
halogena	Z250	49.733	A
halogena	rok	47.232	AB
led	rok	45.826	ABC
led	amelogen	42.242	BC
halogena	amelogen	40.139	C

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 2.1176
 Critical Q Value 4.103 Critical Value for Comparison 6.1444
 Error term used: Error, 108 DF
 There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means
 are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of tracao for densidade*luz*resina

densidade	luz	resina	Mean	Homogeneous Groups
8J	halogena	rok	50.933	A
16J	halogena	Z250	50.196	A
8J	led	Z250	50.014	A
16J	led	Z250	49.938	A
8J	halogena	Z250	49.271	A
8J	led	rok	48.375	A
16J	halogena	rok	43.531	AB
16J	led	rok	43.277	AB
16J	led	amelogen	43.217	AB
16J	halogena	amelogen	42.502	AB
8J	led	amelogen	41.266	AB
8J	halogena	amelogen	37.775	B

Alpha 0.05 Standard Error for Comparison 2.9947
 Critical Q Value 4.722 Critical Value for Comparison 9.9994
 Error term used: Error, 108 DF
 There are 2 groups (A and B) in which the means
 are not significantly different from one another.

TRAÇÃO DIAMETRAL - 8J - LÂMPADA HALÓGENA:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Z250	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Amelogen	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa
CP1	1917	67,80	1271	44,95	1147	40,57
CP2	1232	43,57	1138	40,25	1114	39,40
CP3	1359	48,06	1079	38,16	938,9	33,21
CP4	1591	56,27	1524	53,90	1037	36,68
CP5	1164	41,17	1579	55,85	750,3	26,54
CP6	1450	51,28	1383	48,91	1013	35,83
CP7	1311	46,37	1498	52,98	1080	38,20
CP8	1417	50,12	1692	59,84	1291	45,66
CP9	1487	52,59	1417	50,12	1038	36,71
CP10	1473	52,10	1350	47,75	1271	44,95
Média=		50,93		49,27		37,77

TRAÇÃO DIAMETRAL - 16J - LÂMPADA HALÓGENA:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Z250	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Amelogen	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa
CP1	890	31,48	1848	65,36	1262	44,63
CP2	1517	53,65	1431	50,61	1005	35,54
CP3	1406	49,73	1139	40,28	1195	42,26
CP4	1122	39,68	1305	46,15	973,8	34,44
CP5	1063	37,60	1348	47,68	1139	40,28
CP6	1056	37,35	1478	52,27	1232	43,57
CP7	1320	46,69	1271	44,95	1055	37,31
CP8	1372	48,52	1263	44,67	1174	41,52
CP9	1222	43,22	1193	42,19	1509	53,37
CP10	1340	47,39	1917	67,80	1473	52,10
Média=		43,53		50,20		42,50

TRAÇÃO DIAMETRAL - 8J - LED:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Z250	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Amelogen	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa
CP1	1495	52,87	1301	46,01	1252	44,28
CP2	1429	50,54	1030	36,43	1299	45,94
CP3	1298	45,91	1600	56,59	1139	40,28
CP4	1130	39,97	1834	64,86	1320	46,69
CP5	1517	53,65	1406	49,73	1055	37,31
CP6	1174	41,52	1692	59,84	1139	40,28
CP7	1372	48,52	1222	43,22	1213	42,90
CP8	1445	51,11	1361	48,14	1139	40,28
CP9	1450	51,28	1291	45,66	1222	43,22
CP10	-	-	1404	49,66	890	31,48
Média=		48,38		50,01		41,27

TRAÇÃO DIAMETRAL - 16J - LED:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Z250	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa	Fmax. (N) Amelogen	Ts Resistência à Tração Diametral em MPa
CP1	1193	42,19	1093	38,66	1406	49,73
CP2	1311	46,37	1329	47,00	1130	39,97
CP3	1063	37,60	1428	50,51	1063	37,60
CP4	1097	38,80	1250	44,21	1252	44,28
CP5	1591	56,27	1397	49,41	1291	45,66
CP6	1232	43,57	1623	57,40	1213	42,90
CP7	1004	35,51	1411	49,90	1281	45,31
CP8	1013	35,83	1642	58,07	1213	42,90
CP9	1451	51,32	1331	47,07	897	31,72
CP10	1281	45,31	1616	57,15	1473	52,10
Média=		43,28		49,94		43,22

RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO - 8J - LÂMPADA HALÓGENA:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade Mpa	Fmax. (N) Z250	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa
CP1	1052	148,84	0,44	0,07	2029,63	1872	264,86
CP2	1565	221,42	0,50	0,08	2657,05	1113	157,47
CP3	1642	232,31	0,57	0,10	2445,42	1102	155,91
CP4	1232	174,31	0,52	0,09	2011,23	1022	144,60
CP5	966,8	136,79	0,33	0,06	2487,01	635,7	89,94
CP6	1480	209,39	0,57	0,10	2204,15	1232	174,31
CP7	1376	194,68	0,57	0,10	2049,27	1979	279,99
CP8	1426	201,75	0,50	0,08	2421,05	1830	258,91
CP9	1826	258,35	0,59	0,10	2627,26	1098	155,35
CP10	944,5	133,63	0,40	0,07	2004,46	0	0
Média			191,15		2293,65		168,13

deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Amelogen	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica
0,64	0,11	2483,02	1358	192,13	0,75	0,13
0,52	0,09	1816,96	1911	270,37	0,97	0,16
0,49	0,08	1909,15	1501	212,37	0,68	0,11
0,52	0,09	1668,41	2038	288,34	0,92	0,15
0,35	0,06	1541,84	1774	250,99	0,86	0,14
0,58	0,10	1803,17	2121	300,08	0,94	0,16
0,62	0,10	2709,62	1338	189,30	0,80	0,13
0,59	0,10	2633,02	1561	220,85	0,77	0,13
0,46	0,08	2026,28	657	92,95	0,38	0,06
0,00	0,00	0,00	1654	234,01	0,73	0,12
		1859,15			225,14	

Módulo de Elasticidade MPa

1537,07
1672,41
1873,81
1880,49
1751,10
1915,44
1419,78
1720,94
1467,70
1923,39
1716,21

RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO - 16J - LÂMPADA HALÓGENA:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade Mpa	Fmax. (N) Z250	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa
CP1	1048	148,27	0,42	0,07	2118,20	1130	159,88
CP2	1431	202,46	0,57	0,10	2131,18	690,2	97,65
CP3	1114	157,61	0,55	0,09	1711,93	1475	208,69
CP4	1312	185,63	0,57	0,10	1953,95	902,5	127,69
CP5	1579	223,40	0,57	0,10	2351,59	1264	178,83
CP6	1352	191,28	0,57	0,10	2013,52	885,8	125,33
CP7	828,5	117,22	0,42	0,07	1674,55	1570	222,13
CP8	1002	141,77	0,53	0,09	1604,89	1654	234,01
CP9	1633	231,04	0,57	0,10	2432,01	1566	221,56
CP10	0		0	0,00		0	112,08
Média			159,87		1799,18		168,78

deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Amelogen	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica
0,50	0,08	1918,51	1535	217,18	0,71	0,12
0,30	0,05	1953,03	2115	299,24	0,69	0,12
0,57	0,10	2196,71	2065	292,16	0,92	0,15
0,38	0,06	2016,13	1062	150,25	0,84	0,14
0,51	0,09	2103,93	1798	254,39	0,53	0,09
0,55	0,09	1367,19	1788	252,97	0,76	0,13
0,60	0,10	2221,28	1446	204,58	0,75	0,13
0,64	0,11	2193,87	1756	248,44	0,77	0,13
0,55	0,09	2417,04	690,9	97,75	0,71	0,12
0,60	0,10	1120,83	1185	167,66	0,40	0,07
		1950,85				
				218,46		

Módulo de Elasticidade MPa

1835,29
2602,05
1905,40
1073,25
2879,84
1997,14
1636,67
1935,92
826,06
2514,86
1920,65

RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO - 8J - LED:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Z250	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa
CP1	1022	144,60	0,57	0,10	1522,06	980,8	138,77
CP2	1529	216,33	0,66	0,11	1966,61	820,1	116,03
CP3	1779	251,70	0,58	0,10	2603,77	1221	172,75
CP4	1617	228,78	0,62	0,10	2213,98	788	111,49
CP5	1858	262,87	0,71	0,12	2221,48	655,6	92,76
CP6	1566	221,56	0,55	0,09	2417,04	2132	301,64
CP7	1195	169,07	0,53	0,09	1914,02	1053	148,98
CP8	1906	269,67	0,77	0,13	2101,29	1591	225,10
CP9	1406	198,92	0,70	0,12	1705,07	1344	190,15
CP10	1095	154,92	0,60	0,10	1549,24	1123	158,89
Média		211,84			2021,46		165,66

deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Amelogen	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa
0,35	0,06	2378,85	1419	200,76	0,82	0,14	1469,00
0,38	0,06	1832,05	1098	155,35	0,83	0,14	1123,00
0,44	0,07	2355,69	1167	165,11	0,79	0,13	1254,00
0,48	0,08	1393,60	1512	213,92	0,98	0,16	1309,73
0,33	0,06	1686,47	1704	241,09	0,86	0,14	1682,00
0,66	0,11	2742,19	1474	208,55	0,82	0,14	1525,94
0,55	0,09	1625,25	1206	170,63	0,75	0,13	1365,03
0,68	0,11	1986,17	1528	216,19	0,79	0,13	1641,92
0,62	0,10	1840,19	1853	262,17	0,81	0,14	1941,98
0,53	0,09	1798,70	1172	165,82	0,64	0,11	1554,54
		1963,92		199,96			1486,71

RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO - 16J - LED:

Resina:	Fmax. (N) Rok	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Z250	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa
CP1	1273	180,11	0,52	0,09	2078,16	1094	154,78
CP2	1674	236,84	0,62	0,10	2292,02	1667	235,85
CP3	1268	179,40	0,59	0,10	1824,41	1000	141,48
CP4	1473	208,40	0,57	0,10	2193,73	1211	171,34
CP5	1015	143,60	0,56	0,09	1538,62	1450	205,15
CP6	1617	228,78	0,64	0,11	2144,79	1848	261,46
CP7	1097	155,21	0,57	0,10	1633,75	1211	171,34
CP8	1518	214,77	0,70	0,12	1840,89	862	121,96
CP9	1629	230,48	0,64	0,11	2160,71	1696	239,95
CP10	1395	197,37	0,55	0,09	2153,11	1147	162,28
Média		111,49			1986,02		186,56

deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa	Fmax. (N) Amelogen	Tensão Limite de Escoamento do Material em MPa	deformação (mm)	deformação específica	Módulo de Elasticidade MPa
0,53	0,09	1752,25	1340	189,59	0,76	0,13	1496,74
0,64	0,11	2211,11	1570	222,13	0,8	0,13	1665,96
0,61	0,10	1391,63	992	140,35	0,52	0,09	1619,43
0,59	0,10	1742,40	1034	146,29	0,55	0,09	1595,93
0,55	0,09	2238,00	1431	202,46	0,71	0,12	1710,94
0,66	0,11	2376,91	1160	164,12	0,64	0,11	1538,62
0,71	0,12	1447,91	1355	191,71	0,66	0,11	1742,81
0,55	0,09	1330,45	1393	197,09	0,66	0,11	1791,69
0,62	0,10	2322,14	1105	156,34	0,53	0,09	1769,87
0,51	0,09	1909,18	1628	230,33	0,79	0,13	1749,37
		1872,20		184,04			1668,14