

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Adriano de Almeida de Lima
Cirurgião Dentista

**Influência da Espessura da Camada e do
Tempo de Exposição à Luz na Determinação
do Módulo de Young de um Compósito
Odontológico**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do
Título de Doutor em Clínica Odontológica –
Área Dentística.

Piracicaba - SP
2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Adriano de Almeida de Lima
Cirurgião Dentista

**Influência da Espessura da Camada e do Tempo de
Exposição à Luz na Determinação do Módulo de
Young de um Compósito Odontológico**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do
**Título de Doutor em Clínica Odontológica –
Área Dentística.**

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Lovadino

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Luis Alexandre M.S. Paullillo

Prof. Dr. Mario Fernando De Góes

Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli

Prof. Dr. Rodrigo Dutra Mürrer

Piracicaba - SP

2001

Este exemplar foi devidamente corrigido.
de acordo com a Resolução CPG nº
CPG/14/02/20


Assinatura do Orientador

UNIDADE BC
Nº CHAMADA T/UNICAMP
L628i
V _____ EX _____
TOMBO BC/ 49632
PROC 16-837/02
C _____ D^x _____
PREÇO R\$ 11,00
DATA 14/06/02
Nº CPD _____

CM00169263-1

BIB ID 245766

Ficha Catalográfica

L628i Lima, Adriano de Almeida de.
Influência da espessura da camada e do tempo de exposição à luz na determinação do módulo de Young de um composto odontológico. / Adriano de Almeida de Lima. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. viii, 58f. : il.

Orientador : Prof. Dr. José Roberto Lovadino.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Dentística. 2. Polimerização. I. Lovadino, José Roberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 14 de Dezembro de 2001, considerou o candidato ADRIANO DE ALMEIDA DE LIMA aprovado.

1. Prof. Dr. JOSE ROBERTO LOVADINO

2. Prof. Dr. RODRIGO DUTRA MURRER

3. Prof. Dr. RAFAEL FRANCISCO LIA MONDELLI

4. Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

5. Prof. Dr. LUIS ALEXANDRE MAFFEI SARTINI PAULILLO

20226543

Dedico este trabalho

A **Deus**, Criador e Senhor de todas as coisas.

À **Cristine**, companheira de todas as horas,
cuja paciência é infinita.

Aos meus pais, **Nadir e Ponciana**, pelo
carinho, educação e apoio.

Aos meus filhos, **Hectori e Felipe**, por
tornarem tudo significativo.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. José Roberto Lovadino, Professor da Área de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela orientação, compreensão e apoio na formação científica e na realização deste trabalho.

Agradecimentos

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum.

À Universidade de Fortaleza, na pessoa do Magnífico Reitor Carlos Alberto Batista, pelos recursos concedidos durante o Curso de Pós-Graduação.

Ao Centro de Ciências de Tecnologia da Universidade de Fortaleza, na pessoa do Diretor Roberto Ney Ciarline, pelo uso do equipamento necessário à realização do trabalho.

A todos os docentes da Área de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de

Campinas, representados na pessoa do Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins.

Ao técnico de laboratório Ney, pela elaboração e confecção da matriz, e disponibilidade.

Aos colegas de Pós-Graduação, pela amizade durante o curso.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

Sumário

	Página
Resumo	2
Abstract	4
Introdução	6
Revisão da Literatura	11
Proposição	34
Materiais e Método	36
Resultados	46
Discussão	51
Conclusões	58
Referências Bibliográficas	60
Apêndice	66

1 – Resumo

OBJETIVO: Verificar a influência do tempo de exposição à luz e da espessura da camada de compósito no módulo de elasticidade de um compósito comercial de partículas pequenas. **MATERIAIS e MÉTODO:** Corpos de prova cilíndricos medindo 4 mm de diâmetro por 8 mm de espessura foram confeccionados com o compósito (Filtek Z250™), em incrementos de 1, 2 ou 4 mm, ativados por 10, 20, 40 ou 60 segundos, com um fotoativador (XL1500 - 3M) emitindo 550 mW/cm². Foram confeccionados 12 corpos de prova para cada interação tempo x espessura. Os corpos de prova foram submetidos a ensaio de compressão, em uma máquina de ensaio universal Instron. Módulos de elasticidade foram obtidos através dos dados de tensão/deformação. Os dados foram submetidos à análise de Kruskal-Wallis e teste de Ryan. **RESULTADOS:** Interações 1-60 (1 mm x 60 segundos), 1-40, 2-60, 1-20 e 2-40 produziram os maiores módulos de elasticidade, não diferindo estatisticamente entre si ($p > 0,05$); 2-20 e 1-10 produziram módulos semelhantes, que não diferiam de 1-20 e 2-40; 2-10, 4-60 e 4-40 produziram um terceiro grupo de módulo, com valores semelhantes; os menores valores foram obtidos por 4-20 e 4-10. **CONCLUSÕES:** Quanto maior o tempo de exposição maior o módulo de elasticidade em todas as espessuras; Quanto maior a espessura menor o módulo de elasticidade em todos os tempos; A interação entre as menores espessuras (1 e 2 mm) e tempos mais prolongados (40 e 60 segundos) produziu os maiores módulos de elasticidade, exceção para espessura de 1mm ativada por 20 segundos que teve valor semelhante, e; Tempos maiores não são capazes de produzir altos valores de módulo de elasticidade na espessura de 4 mm exceto para grupo de incrementos de 4 mm ativados por 60 segundos.

2 – Summary

OBJECTIVE: To verify the influence of exposition time and the thickness of the composite resin layer in the modulus of elasticity of a commercial small particles composite resin. **MATERIALS and METHOD:** Cylindrical specimens measuring 4 mm of diameter for 8 mm of thickness had been confectioned with the composite resin (Filtek Z250™), in increments of 1, 2 or 4 mm, polymerized for 10, 20, 40 or 60 seconds, with a light cure unit (XL1500 - 3M) emitting 550 mW/cm². For each time/thickness interaction, 12 specimens had been confectioned. The specimens had been submitted the compression test, in an Instron mechanical tester. Moduli of elasticity were recorded by analysis of Stress/Strain data. The data were submitted to Kruskal-Wallis analysis e Ryan's test. **RESULTS:** Interactions 1-60 (1 mm x 60 seconds), 1-40, 2-60, 1-20 and 2-40 had produced the highest moduli of elasticity, not differing between themselves ($p > 0,05$); 2-20 and 1-10 had produced similar moduli, that they did not differ from 1-20 and 2-40; 2-10, 4-60 and 4-40 had produced a third group of moduli, with similar values; the worse values had been gotten by 4-20 and 4-10. **CONCLUSIONS:** The longer cured times produce the higher moduli of elasticity in all thicknesses; The higher thickness produce the lower moduli of elasticity in all times; The interaction between the lower thicknesses (1 and 2 mm) and the longer times (40 and 60 seconds) had produced the highest moduli of elasticity and; Longer times were not able to produce high values of moduli of elasticity in the thickness of 4 mm.

3 – Introdução

Os compósitos odontológicos, sem dúvida, ocupam um lugar de destaque na Odontologia atual e o aprimoramento destes materiais tem sido objeto de estudos ao longo dos anos.

Desde de seu advento, em meados de 1960, os compósitos passaram por modificações para se adequar às necessidades da odontologia. (ANUSAVICE, 1996). Mudanças como: o tipo de ativação da polimerização, a fonte de energia ativadora, o tipo e a quantidade de partículas de carga e o sistema monomérico da matriz resinosa, tem sido estudadas e incorporadas aos materiais para torná-los cada vez mais adequados ao uso odontológico (BASSIOUNY & GRANT, 1978; LUTZ & PHILLIPS, 1983; COOK, 1980; RUYTER & OYSAED, 1982; COBB *et al.*, 1996; VARGAS *et al.*, 1998 MIYASAKA, 1996; ZHAO *et al.*, 1997; WILLEMS *et al.*, 1992; JONES & RIZKALLA, 1996; PEUTZFELDT, 1997; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998; BRAEM, 1995; KILDAL & RUYTER, 1997). O desenvolvimento dos compósitos visa encontrar um material que possa substituir com sucesso a estrutura dental perdida (WILLEMS *et al.*, 1993). Porém o simples desenvolvimento não garante o sucesso no uso destes materiais. Um profundo conhecimento do material, em especial as suas características de manipulação é necessário para que se realizem restaurações de qualidade.

Dentre as características de manipulação, a fotoativação da polimerização deve receber atenção, pois esta pode ser influenciada diretamente pelo operador. A polimerização dos compósitos fotoativados pode ser influenciada por diversos fatores: Intensidade e comprimento de onda (450 a 500 nm) da luz, composição do material, tempo de exposição, espessura da camada, cor e tipo de carga (KILIAN, 1979; COOK, 1980; DE LANGE *et al.*, 1980; LEUNG *et al.*, 1982; SWARTZ *et al.*, 1983; ONOSE *et al.*, 1985; OTA *et al.*, 1985; SAMUEL *et al.*, 1992; RUEGGBERG *et al.*, 1994 – A e B; SHORTALL & HARRINGTON, 1996; DAVIDSON-KABAN *et al.*, 1997; YAP, 2000). De acordo com SWARTZ *et al.*, a

polimerização inadequada diminui as propriedades físicas do compósito e é responsável por alterações na resistência, dureza, sorção e estabilidade de cor. YANAGAWA & FINGER (1994), LEE & GREENER (1994) e MIYAZAKI *et al.* (1995), descreveram redução na resistência de união entre sistemas adesivos/compósitos e estrutura dental devido à polimerização incompleta.

Dentre os fatores que influenciam a polimerização, dois são facilmente controlados pelo operador, a espessura da camada e o tempo de exposição. Espessuras de 2 mm são recomendadas para polimerizar adequadamente os compósitos (RUEGGEBERG *et al.*, 1994 – B; YAP, 2000). O tempo de exposição deve ser o suficiente, com intensidade de luz apropriada, para polimerizar todo o incremento de forma completa. As formulações atuais dos compósitos necessitam menor tempo de ativação – 20 segundos para cores claras – porém informações de fabricantes podem estar incorretas (MATSUMOTO *et al.*, 1986). O tempo de exposição pode ser aumentado para compensar algum fator que possa estar influenciando a polimerização (SWARTZ *et al.*, 1983; OTA, 1985; FOWLER *et al.*, 1994; YAP, 2000), tempos de 60 a 120 segundos são descritos (ONOSE *et al.*, 1985; RUEGGEBERG *et al.*, 1994).

Dentre as propriedades que são afetadas pela polimerização pode-se dizer que o módulo de Young (E) ou módulo de elasticidade é um dos menos estudados. Segundo CHABRIER *et al.* (1999) o módulo de Young é uma medida da resistência oferecida por um material ao desenvolvimento de uma deformação elástica uniaxial em resposta à tensão aplicada. De acordo com WATT (1994) e SAKAGUCHI & FERRACANE (2001), a importância do módulo de elasticidade está na habilidade de transferir e modular a tensão mastigatória da restauração para o esmalte e dentina.

De maneira geral parece que o módulo de elasticidade aumenta com o aumento do grau de polimerização (MEREDITH, 1999). O desenvolvimento do módulo de elasticidade durante a polimerização do compósito é uma medida da maturidade da polimerização e da habilidade da restauração transferir a tensão mastigatória para o esmalte e dentina (SAKAGUCHI & FERRACANE, 2001), além de garantir o estabelecimento da união sistema adesivo/compósito ao dente. O

módulo de Young, de acordo com HASEGAWA *et al.* (1999) correlaciona-se positivamente com a resistência de união do sistema adesivo/compósito à estrutura dental.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi investigar a influência do tempo de exposição e espessura da camada no módulo de elasticidade de um compósito odontológico.

4 – Revisão da Literatura

De acordo com a bibliografia disponível, fazem-se as citações que pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

Em 1978, BASSIOUNY & GRANT foram os primeiros a fazer uma avaliação clínica dos compósitos ativados por luz visível. Os autores observaram que esse sistema de ativação apresentava características vantajosas sobre os sistemas de ativação até então conhecidos. Dentre essas características, estão o tempo de trabalho controlado pelo operador, radiopacidade e maior segurança ao operador, devido o espectro de luz visível usado ser completamente desprovido de radiação ultravioleta. Concluíram também que a polimerização completa de um corpo-de-prova, com 3 mm de profundidade, somente ocorria com uma exposição de 60 segundos à luz ativadora.

Segundo KILIAN, em 1979, o grau de polimerização do compósito fotoativado depende da intensidade e do comprimento de onda da luz incidente. Baseado nesse fato, o autor estabeleceu a relação de dependência entre o grau de polimerização e a dureza Rockwell, Escala F, na superfície e fundo de corpos-de-prova com 3 mm de espessura, as quais foram armazenados em estufa por 1 e 24 horas a 37° C. Os corpos de prova foram preparados e fotoativados por 60 segundos. A luz absoluta de 468 nm é o principal comprimento de onda para a ativação e foi medido usando técnicas padrões. Foi encontrada correlação entre a dureza dos corpos-de-prova e a intensidade de luz. Como esperado, quando a dureza e a intensidade de luz aumentaram, a região de superfície apresentou maior dureza que a de fundo.

COOK, em 1980, mediu a profundidade de polimerização e estabeleceu os fatores que interferiam na polimerização de seis compósitos odontológicos de cores variadas e de diferentes fabricantes, usando penetrômetro Knoop. Para isso, foram usados corpos-de-prova cilíndricos medindo 4 mm de diâmetro por 8 mm de comprimento, ativados pela luz ultravioleta por 5, 10, 20, 40, 60, 120, 300 e 600 segundos. Os resultados mostraram que o grau de polimerização diminuiu rapidamente depois de certa profundidade (6 mm), e dependeu da fonte de ativação ultravioleta, composição do material e do tempo de exposição. Assim, ao ativar um corpo-de-prova, a taxa de polimerização, permanecia relativamente constante até determinada profundidade, onde quantidade significativa de radicais livres era bloqueada pelas moléculas do inibidor. Em profundidades superiores a 6 mm a relação inibidor/radicais livres aumentava, devido à diminuição no número de radicais livres produzidos pelo fotossensibilizante, o que resultava em diminuição do grau de polimerização.

DE LANGE *et al.*, em 1980, investigaram a eficiência do processo de polimerização de sete marcas diferentes de compósitos odontológicos, utilizando medidas de dureza Knoop. Os autores observaram que a absorção e o comprimento de onda da luz emitida pelo aparelho pareceram muito importantes na iniciação da polimerização, e que a propagação da polimerização dependia da concentração de radicais livres ativos. Observaram que o material podia ser dividido em três zonas, em relação à incidência de luz: zona A - onde o material se polimerizou por completo, devido à maior quantidade de penetração da energia luminosa, causando concentração suficiente de radicais livres; zona B - onde ocorreu polimerização parcial, devido a insuficiente transmissão de energia; e, zona C - onde o material não se polimerizou, pois a energia luminosa ficou abaixo do valor requerido para iniciar a formação de radicais livres. Portanto, quando a profundidade da cavidade for excessiva, a restauração deve ser feita em camadas sucessivas, para permitir a completa polimerização.

DENYER & SHAW, em 1982, relataram que o desenvolvimento dos compósitos ativados por luz determinava o desenvolvimento de um método confiável e significativo “in vitro” para avaliar o grau e a profundidade de polimerização desses materiais em relação à situação clínica. A técnica de dureza Knoop foi usada para investigar a polimerização do contorno pela luz visível, iniciando a polimerização dos compósitos, em séries de moldes confeccionados em dente, polipropileno, PTFE ou aço. A comparação dos contornos mostrou que o molde de metal estava numa correlação fechada com a situação “in vitro” das estruturas dentais. Os resultados obtidos nos moldes poliméricos PTFE e propileno mostraram que a transmitância de luz através do material do molde resultou em significativo aumento na profundidade de polimerização, o qual não deveria ser manifestado clinicamente. O uso de tais moldes poliméricos não foi satisfatório.

Segundo LEUNG *et al.*, em 1982, o grau de polimerização de compósito fotoativado para qualquer profundidade dependia da quantidade de luz que atingia aquela profundidade. Baseado nisso, avaliaram o efeito de tempo de exposição e a espessura do corpo-de-prova na polimerização de um compósito. Os autores concluíram que a dureza foi significativamente afetada pelo tempo de exposição, espessura, lado do corpo de prova e todas essas interações; os valores na face de fundo aumentaram com o aumento do tempo de exposição e diminuição da espessura; diminuição drástica foi observada na dureza de fundo para o corpo-de-prova com espessura de 2,5 mm, após 60 segundos de exposição; e nenhuma apreciável polimerização foi observada a 3,5 mm para todas as exposições acima de 60 segundos. Entretanto, estendendo a exposição para 300 segundos, resultou numa adequada polimerização.

RUYTER & OYSAED, em 1982, estudaram o grau de conversão dos monômeros em relação à profundidade e os fatores que afetavam a passagem da luz ativadora, em sete compósitos de variadas tonalidades e de diferentes fabricantes. Investigaram, ainda, quatro aparelhos emissores de luz visível, por

meio da Espectroscopia de reflexão de Raios Infravermelhos. Os resultados indicaram que existem variações consideráveis nas profundidades de polimerização para os diferentes materiais. Os materiais ativados pela luz visível apresentaram maior grau de polimerização que os ativados pela luz ultravioleta. Os autores concluíram, ainda, que o grau de conversão e a profundidade de polimerização máxima eram dependentes da composição do material, fonte de luz e tempo de exposição. Além disso, os melhores resultados do grau de polimerização foram obtidos com compósitos que utilizavam partículas convencionais como reforço. A dispersão da luz foi aumentada quando o tamanho das partículas de carga foi considerado como a metade do comprimento de onda da luz ativadora. Isso limitava o grau de conversão e a profundidade de polimerização.

LUTZ & PHILLIPS, em 1983, analisando alguns aparelhos de luz visível e compósitos disponíveis no mercado odontológico, encontraram algumas vantagens nos compósitos fotoativados em relação aos de ativação química, como: não há necessidade de espatulação, conseqüentemente apresentam menos porosidade no interior da massa restauradora; o tempo de trabalho é controlado pelo profissional; melhores resultados com relação à cor, morfologia, adaptação marginal, utilizando-se a técnica por incremento; translucidez e opacidade; polimerização rápida e possibilidade de polimento imediato. Porém, apresentam algumas desvantagens como: custo do aparelho de luz, polimerização não uniforme em toda a restauração e o tempo de trabalho não é ilimitado. Além disso, segundo os autores, as resinas ativadas pelo sistema de luz visível apresentam maior grau de polimerização em relação ao sistema de ativação química.

SWARTZ *et al.*, também em 1983, estudaram a profundidade de polimerização de duas marcas de compósitos ativados por luz de dois aparelhos diferentes. Segundo os autores, a polimerização inadequada diminui as propriedades físicas do compósito, responsáveis pelas alterações na resistência,

dureza, sorção de água e estabilidade de cor. Os compósitos mais claros tiveram maior profundidade de polimerização em relação aos mais escuros e aumentando-se o tempo de exposição à luz, o grau de polimerização também melhorou nas várias profundidades estudadas.

ONOSE *et al.*, em 1985, realizaram um trabalho usando quatro compósitos fotopolimerizáveis e um autopolimerizável, para determinar a dureza superficial, o efeito da tonalidade na polimerização e a influência do tempo de ativação sobre a polimerização de compósitos. Os agentes de coloração nos compósitos provocavam um efeito de redução no grau de polimerização, e havia uma melhora quando se prolongava o tempo de exposição. Entretanto, após 120 segundos de ativação a dureza não mais aumentou significativamente.

Ainda em 1985, OTA *et al.* determinaram a dureza nas regiões de superfície e fundo de corpos-de-prova confeccionados com cinco compósitos, variando a espessura e o tempo de exposição à luz. Os resultados determinaram que, para cada espessura, a dureza na superfície e no fundo aumentava com o aumento do tempo. A diferença máxima de dureza entre superfície e fundo sempre ocorreu em tempos mais curtos de exposição à luz. Para todos os materiais, os números de dureza após 20 e 40 segundos de exposição à luz foram sempre significativamente menores que a 60 segundos de exposição.

YEARN, também em 1985, relatou alguns fatores que determinam as características de polimerização e o desempenho dos compósitos fotopolimerizáveis. O autor informou que a luz visível de comprimento de onda apropriado é absorvida por uma alfa-dicetona, geralmente a canforoquinona, e neste estado de excitação, reage com uma amina para produzir radicais livres. Cada cadeia adicional requer um radical livre. Dessa maneira, o grau de conversão encontrado não depende somente da formulação química, mas da quantidade de energia luminosa que alcança o catalizador.

COOK, em 1986, desenvolveu uma pesquisa na qual verificou que o comprimento de onda da luz que promove a excitação da canforoquinona está dentro da faixa azul do espectro visível, entre 450 e 500 nm.

MATSUMOTO *et al.*, em 1986, determinaram a profundidade de polimerização de sete compósitos de diferentes procedências, colocados sob condições clínicas simuladas. De acordo com os resultados, não houve diferença significativa entre os valores de dureza dos compósitos medidos a 0,5 e 1 mm distantes da interface dente restauração, mas a dureza diminuiu com o aumento da profundidade. Desta forma, os autores concluíram que os compósitos exibiram uma redução na dureza com o aumento da profundidade da restauração e que os tempos recomendados pelos fabricantes são inadequados para garantir a polimerização completa. A técnica por camada pode ser o melhor método para preencher cavidades que ultrapassem 3 a 4 mm de profundidade.

ELIADES *et al.*, em 1987, estudaram a fotopolimerização dos compósitos através de espectroscopia infravermelha. Os autores concluíram que o nível de polimerização foi menor para os materiais de micropartículas e que o aumento no tempo de exposição melhorou a polimerização para todos os materiais analisados. Informaram também que o aumento das propriedades mecânicas e do grau de polimerização ocorre devido a maior formação de radicais livres dentro do material.

SAMUEL *et al.*, em 1992, verificaram a influência da distância da fonte de luz polimerizadora, polimerização adicional e do acabamento superficial de dois compósitos. Com base nos resultados, os autores chegaram às seguintes conclusões: o aumento na distância da fonte de luz polimerizadora diminui a dureza superficial e de fundo destes compósitos; o acabamento superficial aumentou a dureza superficial dos compósitos; a adição de 60 segundos no tempo de exposição aumentou a dureza na superfície que recebeu acabamento; e a

associação acabamento e polimerização adicional produziram maior dureza superficial.

WILLEMS *et al.*, em 1992, propuseram uma classificação dos compósitos em função: de seu tamanho médio de partícula, distribuição do carregamento, índice de carregamento, módulo de Young, aspereza de superfície, resistência à compressão, dureza de superfície, e morfologia da carga. Com esta informação, pode-se concluir que os materiais da escolha para restaurar cavidades posteriores são os compósitos de carregamento compacto ultrafino porque seu módulo de Young, aspereza de superfície intrínseca, resistência à compressão e dureza de superfície são comparáveis às mesmas propriedades do esmalte e da dentina. Os compósitos de carregamento intermediário ultrafino parecem ser materiais muito satisfatórios para o uso anterior.

WILLEMS *et al.*, em 1993, publicaram um artigo afirmando que o esmalte e a dentina humanos devem ser usados como os padrões fisiológicos para comparar resinas compostas, especialmente na região posterior. A aspereza de superfície intrínseca de resinas compostas deve ser igual a ou abaixo do que a aspereza de superfície do esmalte humano em áreas de contato oclusal de esmalte/esmalte ($r_a = 0,64 \mu\text{m}$). O valor da dureza das partículas de carga (2,91 a 8,84 GPa) não deve ser mais elevado do que aquele dos cristais do hidroxiapatita do esmalte humano (3,39 GPa). As resinas compostas pretendidas para o uso posterior devem ter um módulo de Young ao menos igual, e preferencialmente mais alto do que o da dentina (18500 MPa). A resistência à compressão do esmalte (384 MPa) e da dentina (297 MPa) e a resistência à fratura de um dente natural (molar = 305 MPa; pré-molar = 248) são padrões mecânicos excelentes para selecionar a resistência ótima para resinas compostas para dentes posteriores. A taxa de desgaste oclusal da área de contato de resinas compostas deve ser comparável à taxa do desgaste do esmalte nos molares (aproximadamente $39 \mu\text{m/ano}$). O desgaste diferencial entre o esmalte e a resina composta no mesmo dente é um critério novo para visualizar e quantificar a

resistência de desgaste de resinas compostas de uma maneira biológica. As resinas posteriores devem ter uma opacidade radiográfica que esteja ligeiramente maior daquela do esmalte humano (198% AI). Baseado nestes critérios padrão, pode-se concluir que no século XXI as resinas compostas de alto carregamento ultrafino podem ser os materiais da escolha para restaurar cavidades posteriores.

FOWLER *et al.*, em 1994, verificaram por meio de dureza a influência de reduções na intensidade de luz sobre o grau de polimerização de compósitos e a habilidade do clínico para detectar a redução na intensidade de luz através da avaliação de polimerização dos corpos-de-prova pelo teste táctil, usando um explorador para avaliar a dureza nas regiões de superfície e fundo dos corpos-de-prova. Os autores concluíram que: reduções na emissão dos aparelhos reduzem a profundidade de polimerização; e o tempo de polimerização de 60 segundos pode compensar a perda da intensidade de luz. De acordo com os autores, os clínicos não conseguiram detectar rotineiramente diferenças menores que 20 a 30 números de dureza Barcol durante o teste táctil, um medidor de intensidade de luz é o meio mais prático para determinar o desempenho dos aparelhos fotoativadores.

LEE & GREENER, em 1994, realizaram um estudo com a finalidade de determinar a influência da energia da excitação (EE) na resistência de união ao cisalhamento (SBS) de sistemas compósitos/adetivo fotoativados em corpos de prova de 2 comprimentos (2,1 e 3,25 mm). As resistências à tração diametral (RTD) e à compressão (RC) dos mesmos compósitos foram estudadas também em função de EE. Nenhuma correlação significativa foi observada ($P > 0,05$) entre EE e SBS nos espécimes mais curtos. O SBS de Optibond é independente de EE e do comprimento. As resistências variaram entre 14 e 27 MPa. Para os compósitos testados, valores médios de RTD variaram entre 33 e 54 MPa e RC variados entre 167 e 414 MPa. Os RTD e o RC de Z100 eram significativamente maiores do que aqueles dos outros materiais. As intensidades $>$ ou $= 250 \text{ mW/cm}^2$

produziram propriedades mecânicas equivalentes em todo os materiais e resistência de união equivalente nos sistemas adesivo.

RUEGGEBERG *et al.*, em 1994, investigaram o significado relativo do tempo de exposição (20, 40, 60, ou 80 segundos) e da intensidade; tipo de carga (Silux Plus, um microparticulado ou um P-50, um híbrido); e a cor (universal ou cinzenta) na polimerização de compósito resinoso dentro da profundidade de restauração simulada. Um modelo matemático que predissesse a extensão da polimerização da resina baseada nas variáveis acima indicadas foi gerado. A conversão do monômero dos espécimes foi determinada pela espectroscopia de infravermelho. Os resultados indicaram que o fator mais significativo que influencia a polimerização da resina composta é a espessura. O tempo de exposição e a intensidade luz demonstram impactos elevados e iguais. O tipo de carga e a cor têm influência mínima. O modelo predictivo para a polimerização da resina composta forneceu uma correlação muito boa ($r^2 = 949$).

RUEGGEBERG *et al.*, em 1994, verificaram a influência da variação da intensidade de luz e do tempo de exposição na polimerização de compósitos em diferentes profundidades. Os autores concluíram que 60 segundos de exposição de luz são recomendados para promover uma polimerização uniforme, compensando a diminuição na intensidade de luz e que incrementos não devem ser maiores que 2 mm para se obter uma polimerização máxima e uniforme, embora 1 mm de espessura fosse ideal. De acordo ainda com os autores, se a intensidade de luz diminuir para 233 mW/cm^2 é recomendado trocar a lâmpada, e o mínimo de 400 mW/cm^2 é recomendado para ativação rotineira dos compósitos.

WATT, em 1994, estudou os módulos elásticos de biomateriais dentais com relação aos vários fatores intrínsecos e extrínsecos que podem influenciar o valor destes parâmetros e o entendimento da combinação dos módulos com os tecidos orais. A resposta visco-elástica tempo/dependente é mostrada ser uma característica importante dos biomateriais sintéticos. Ela

modifica os valores da tensão aplicadas na unidade restaurada, especialmente quando correntes ou redes poliméricas são o constituinte principal da estrutura do material. Uma compreensão dos módulos e visco-elasticidade é valiosa na avaliação do desempenho clínico dos biomateriais.

YANAGAWA & FINGER, em 1994, estudaram a relação entre resistência de união ao cisalhamento à dentina e a polimerização de compósito adjacente à interface de união. Uma relação consistente foi encontrada entre resistência de união ao cisalhamento, tempo de ativação e grau de polimerização, indicando que resistência de união ao cisalhamento pequena, sempre em função da característica mecânica da resina próxima à interface de união.

BRAEM *et al.*, em 1995, estudaram *in vitro* a influência da fadiga e absorção de água de diversos restauradores dentais (compósitos, ionômeros de vidro e ionômeros de vidro modificados por resina), sobre suas propriedades (Módulo de Young, Resistência à fratura e limite flexural da fadiga). Como uma tendência geral, todos os produtos mostraram uma diminuição no Módulo de Young depois da sorção de água.

INDRANI *et al.*, em 1995, avaliou os efeitos do envelhecimento de compósitos experimentais de resina de dimetacrilato na água em 37° C por períodos de até 6 semanas medindo as variações na tenacidade da fratura ($K(c)$), no módulo de elasticidade (e), na energia da fratura ($G(c)$), e na sorção de água. Em consequência do envelhecimento na água, $K(c)$ e $G(c)$ aumentaram, e o módulo de elasticidade diminuiu, mas todos os valores aproximaram-se de um platô perto de 6 semanas. A sorção de água ocorreu também durante este período, principalmente durante as primeiras 2 semanas.

MIYAZAKI *et al.*, em 1995, investigaram a influência da intensidade de luz na resistência de união à dentina de cinco sistemas adesivos. Os autores concluíram que: a intensidade de luz afetava a resistência de união entre dentina e

o compósito; a resistência de união de todos os materiais diminuiu com intensidades menores; e, que diferentes sistemas adesivos produziam resultados diferentes para resistência de união.

SHORTALL *et al.*, em 1995, investigaram a profundidade da polimerização de compósitos “universais” e avaliaram a influência da cor e da opacidade na profundidade da polimerização. A profundidade de polimerização da opacidade esmalte é sempre maior do que aquela da mesma com de dentina. Os autores comentaram que profundidade inadequada da polimerização pode reduzir a longevidade de restaurações de resinas compostas fotoativadas. Fatores clínicos tais como a acessibilidade da fonte luz, a intervenção e profundidade da cavidade podem limitar a profundidade da polimerização. Infelizmente, uma superfície superior dura não é nenhuma indicação da polimerização adequada na base da cavidade.

UNTERBRINK & MUESSNER, em 1995, estudaram a influência da intensidade elevada da luz de ativação na contração da polimerização (método da densidade), no módulo e resistência flexural (ISO 4049), perfis da dureza (Vickers), e adaptação marginal em cavidades em dentina (análise quantitativa da margem). Dois sistemas restauradores foram examinados com duas intensidades de luz. A variação na intensidade luz não afetou significativamente a contração nem a dureza a uma profundidade de 4,5 milímetros para um ou outro compósito resinoso. As diferenças significativas foram encontradas no módulo flexural com ambos os restauradores; somente um material demonstrou uma influência intensidade-relacionada da luz na resistência flexural. A formação de fenda marginal aumentou em cada par compósito agente de ligação com a intensidade luz aumentada. Em espessuras da camada clinicamente relevantes, polimerizar um compósito resinoso com uma luz de uma intensidade mais elevada pode demonstrar as desvantagens significativas devido ao stress de contração aumentado.

ANUSAVICE, em 1996, descreveu sobre os compósitos odontológicos. Em um breve histórico o autor relata que os primeiros estudos sobre compósitos surgiram no final da década de 40, porém somente na década de 60, com o desenvolvimento da molécula de BIS-GMA, surgiram os compósitos nos quais se baseiam os atuais. O autor relata também que os primeiros compósitos possuíam um sistema de ativação química da reação de polimerização, que foi substituído por sistemas de ativação física, inicialmente pela luz ultravioleta (anos 70) e posteriormente (anos 80) pela luz visível. Segundo o autor existe uma diferença significativa entre os compósitos autopolimerizáveis e os fotopolimerizáveis. Segundo o autor os compósitos são formados pelos seguintes componentes: Matriz resinosa – é formada por monômeros aromáticos e diacrilatos alifáticos, sendo o BIS-GMA o mais usado, que por uma reação de polimerização forma macromoléculas e promovem o endurecimento do material. Também podem estar incorporados na matriz monômeros diluentes, pigmentos e radiopacificantes; Partículas de carga – são partículas inorgânicas que tem a função de melhorar as propriedades do compósito. Quanto maior a quantidade de partículas inorgânicas presentes no compósito menor será a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica, e melhores serão as propriedades mecânicas como: resistência à compressão, tração, abrasão, módulo de elasticidade e dureza; Agente de união – tem a função de unir quimicamente matriz e carga; e sistema ativador e iniciador – moléculas que quando unidas e ativadas promovem a polimerização por adição da matriz resinosa. Os materiais que são ativados por reação química têm a capacidade de sofrer polimerização em toda a extensão. Já aqueles que são iniciados pela luz polimerizar-se-ão somente na região que receber uma intensidade de luz suficiente. Isto resulta em uma profundidade de polimerização deficiente. A conversão de monômeros depende de diversos fatores, entre eles: a capacidade de transmissão da luz através do material e a quantidade de fotoiniciador e inibidor. A transmissão da luz no material é controlada pela absorção e dispersão da luz pelas partículas de carga, bem como pela presença de uma estrutura dental que se interponha entre a fonte de luz e o compósito. O coeficiente de atenuação

para os vários compósitos pode variar de um material para outro. Está na dependência da opacidade, do tamanho e da quantidade de carga e da cor dos pigmentos. A polimerização em qualquer profundidade está relacionada com a quantidade, em particular, de radicais livres para iniciação, e se relaciona diretamente com a intensidade de luz e tempo de exposição.

COBB *et al.*, em 1996, avaliaram e compararam as resistências à tração diametral (RTD), à compressão (RC) e flexural (RF) de um compósito resinoso híbrido e um micropartículas ativados por um laser do argônio por 10 segundos (AL10) e 20 segundos (AL20) contra uma luz visível convencional por 40 segundos (VL40). Os resultados mostraram que as propriedades físicas de Herculite XRV não foram afetadas significativamente pela fonte luz ou pelo tempo da exposição. A fonte luz ou o tempo da exposição não tiveram nenhum efeito significativo em RTD para Durafill VS. RF significativamente mais baixo foram encontrados para Durafill VS, quando polimerizado por 10 segundos com o laser do argônio comparando com 20 segundos com o laser ou 40 segundos com a luz convencional. Um RC significativamente mais baixo foi encontrado para o Durafill VS quando polimerizado com o laser em 10 segundos comparado à luz convencional em 40 segundos.

JONES & RIZKALLA, em 1996, compararam os módulos de elasticidades de várias combinações dos dimetacrilatos que podem ser usados como resinas da matriz em sistemas restauradores dentais e dois materiais de carga cerâmicas com forma e tamanho diferentes. As determinações elásticas dinâmicas dos módulos foram usadas para estudar a influência do volume de carga, do tamanho e forma da carga, do uso de agentes de união silano, e do armazenamento na água. Silanização da carga teve um efeito significativo no módulo. Os módulos para os compósitos que contêm carga silanizada eram mais elevados comparados aos materiais que contêm o mesmo carregamento em volume de carga não silanizada.

MIYASAKA, em 1996, experimentou sistemas binários de partículas híbridas selecionadas de quatro partículas irregulares (1,7 - 21,5 μm), de cinco de partículas esféricas (0,46 - 31,2 μm), e de uma micropartícula de 0,04 μm , quanto as suas propriedades mecânicas. A resistência para o híbrido de partículas irregulares e esféricas tendeu a aumentar enquanto o tamanho das partículas diminuiu. A resistência para o híbrido de menor quantidade de partículas aumentou também enquanto o tamanho das partículas diminuiu. A resistência para o híbrido contendo a micropartícula mostrou a mesma tendência. A maior resistência foi obtida dos híbridos que contêm partículas esféricas pequenas.

SHORTALL & HARRINGTON, em 1996, avaliaram a habilidade de ativação de doze unidades de fotoativação, de uma mistura de novo e de velho, na micro-dureza das amostras de três resinas compostas fotopolimerizáveis. A intensidade luz foi avaliada usando um radiômetro comercialmente disponível. Todas com exceção de uma das unidades testadas produziram uma polimerização satisfatória da superfície de fundo de incrementos de 2 mm. Para os produtos a composição do material testada era um fator importante com respeito à habilidade de polimerização. Uma correlação significativa foi encontrada entre a dureza da superfície de fundo e a intensidade luz.

DAVIDSON-KABAN *et al.*, em 1997, avaliaram a influência das variações de intensidade luz e do tempo de irradiação na eficácia em polimerizar dois tipos e várias cores de compósitos e o efeito da intensidade luz reduzida na preservação da continuidade de parede a parede. As medidas da contração eram a indicação da conversão e a taxa de conversão. A intensidade reduzida retardou a taxa da polimerização mas não reduziu a conversão quando um tempo de irradiação de 60s foi empregado. Alta energia de irradiação causou a separação aumentada do compósito da estrutura do dente. Na intenção de obter a conversão ótima e a adaptação, demonstrou-se que o tempo de irradiação foi mais eficaz do que a energia da irradiação.

KILDAL & RUYTER, em 1997, avaliaram as diferenças nas propriedades mecânicas (escoamento, módulos elásticos, resistência à fratura e a tensão final) de 3 compósitos relacionados com as técnicas de ativação intraoral e extraoral de restaurações diretas e indiretas, e como as propriedades mecânicas são afetadas pela sorção de água. As características do escoamento à compressão bem como a relação tensão/deformação em uma taxa de carregamento constante na compressão e na flexão, foram determinadas. Um propósito secundário era investigar a influência do índice de quantidade de carga e da composição do monômero nas propriedades mecânicas. Os materiais foram ativados com 2 métodos ativação. O método A era fotoativação com um fotoativador de mão, e o método B era fotoativação em fornos de luz. A sorção de água aumentou os valores do escoamento para todos os espécimes. Ativação em fornos (método B) deu valores significativamente mais baixos do escoamento em tensões elevadas do que se ativação com o fotoativador (método A). A sorção de água diminuiu o módulo e os valores da resistência à fratura para os espécimes ativados com método A. Não houve diferença geral nas propriedades de compressão e flexural os espécimes ativados com os métodos A e B.

PEUTZFELDT, em 1997, fez uma revisão da história dos monômeros usados em compósitos resinosos, motivando desenvolvimento adicional, e destacando a pesquisa recente e em andamento relatada no campo de sistemas dentais monoméricos. Os sistemas monoméricos da maioria dos compósitos são baseados em Bis-GMA, desenvolvido há 40 anos, ou derivados de Bis-GMA. Nos compósitos restantes, os monômeros ou os oligômeros do uretano são usados como a base do sistema monomérico. As deficiências principais dos compósitos são contração da polimerização e resistência de desgaste insuficiente sob forças elevadas de mastigação. Ambos os fatores são influenciados altamente pelo sistema monomérico, e esforços consideráveis estão sendo feitos para reduzir ou eliminar estas propriedades indesejáveis. O uso de sistemas monoméricos que liberaram fluoretos, alguns de que estão sob a investigação, foi sugerido para aliviar o efeito negativo das fendas marginais resultantes da contração da

polimerização. Uma provável solução do problema foi alcançada com a síntese potencial dos compósitos resinosos de baixa ou sem contração que envolve monômeros de anel aberto ou ciclopolimerizáveis. Pelo uso dos aditivos com uma suposta função de agente de transferência de cadeia, os sistemas monoméricos foram formulados com melhor grau de conversão de duplas ligações do metacrilato e melhores propriedades mecânicas.

ZHAO *et al.*, em 1997, realizaram estudo para avaliar a resistência flexural e a tenacidade de quatro materiais compósitos restauradores experimentais. As forças de fratura foram analisadas usando módulo de Weibull devido ao comportamento frágil exibido por estes materiais. Os resultados mostraram que a adição de partículas de carga resultou em um aumento de três vezes no módulo flexural e em um aumento 30-50% na tenacidade da resina.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT, em 1998, realizaram um experimento para determinar o efeito do UEDMA, do Bis-GMA e de TEGDMA. Trinta misturas de monômeros de TEGDMA e de Bis-GMA e/ou de UEDMA foram produzidas. As resinas foram feitas fotopolimerizáveis e carregadas com partículas de carga. A resistência à tração diametral, a resistência flexural e o módulo de elasticidade foram determinados em espécimes envelhecidos 1 semana. A resistência à tração diametral dos compósitos resinosos variou entre 52 e 59 MPa, a resistência flexural entre 137 e 167 MPa, e o módulo de elasticidade entre GPa 8,0 e 11,1. As análises mostraram que a substituição de Bis-GMA ou TEGDMA por UEDMA resultou em um aumento da resistência à tração diametral e da resistência flexural, e que a substituição de Bis-GMA por TEGDMA aumentou a resistência à tração diametral, mas reduziu a resistência flexural. Encontrou-se que, para um determinado índice de UEDMA, as variações na relação Bis-GMA/TEGDMA deram um máximo no módulo de elasticidade. O tamanho deste máximo no módulo diminuiu com índice crescente de UEDMA. Variando as quantidades relativas de UEDMA, Bis-GMA e TEGDMA têm um efeito significativo nas propriedades mecânicas da composição da resina. Assim, selecionando

combinações específicas destes componentes, pode ser possível projetar compósitos com propriedades para aplicações específicas.

KALLIYANA *et al.*, em 1998, estudaram relação entre a concentração do iniciador canforoquinona, o tempo da exposição da fonte luz e o tamanho de partícula de um compósito dental e as mudanças na dureza, na resistência à compressão e na resistência à tração diametral. Tempos mais elevados da concentração e da exposição do iniciador melhoraram os valores da dureza, enquanto uma concentração acima de 0,25% não significou melhoria na resistência à compressão e diametral. Um tamanho de partícula torno de 1 μm foi encontrado tendo as propriedades melhores comparadas com os tamanhos maiores.

VARGAS *et al.*, em 1998, realizaram um estudo *in vitro* para comparar a polimerização de resinas compostas, como indicado pela dureza Knoop, em profundidades crescentes usando um laser do argônio contra uma luz convencional. Usaram uma resina composta microparticulada (Silux Plus) e uma híbrida (TPH). Os espécimes foram ativados por 40 segundos de exposição à luz visível convencional (VL) ou a 30, 20, ou 10 segundos pela exposição ao laser do argônio (AL). Quatro medidas foram feitas para cada espécime em profundidades de 0, 1, 2, 3, e 4 milímetros da superfície exposta. Nenhuma diferença significativa foi encontrada na dureza de superfície para a resina composta microparticulada ou a híbrida, não obstante a fonte luz ou o tempo da exposição. Para o compósito de micropartícula, nas profundidades de 1, 2, 3, e 4 milímetros, exposições VL40 e AL30 produziram dureza comparável, que era significativamente maior do que, àquela encontrada para AL20 e AL10. Em uma profundidade de 4 milímetros, a exposição a VL40 resultou em uma dureza significativamente maior comparada a AL20. Com exposição AL10, o compósito era demasiado macio para determinar a dureza. O compósito híbrido teve a dureza comparável a uma profundidade de 3 milímetros para VL40, AL30 e AL20.

BROSH *et al.*, em 1999, determinaram e correlacionaram as forças de compressão e de tração diametral de compósitos resinosos, para prever a probabilidade de falha e analisar a modalidade de falha sob estado combinado de tensões, de dez tipos dos compósitos. Os resultados mostraram que a resistência à tração diametral rendeu os valores que eram 20% de sua resistência à compressão respectiva. O teste múltiplo da comparação indicou que as propriedades da força do teste da força de tração eram muito mais sensíveis para prever diferenças entre compósitos resinosos quando comparadas a um teste da força de compressão. Nenhuma correlação foi encontrada entre forças de tração e compressão. A resistência à compressão não pode prever a habilidade do compósito resinoso de suportar tensões de tração. A importância da resistência à compressão é limitada já que a falha de um material frágil ocorre na tração.

CHABRIER *et al.*, em 1999, avaliaram um teste de força estática simples (isto é um teste lento da taxa de tensão), projetado para medir o módulo de Young e o módulo de estrutura de materiais poliméricos. A deformação inicial é controlada pelo módulo de Young. O teste provou ser um método simples para obter valores para estas propriedades. Para o compósito o valor do módulo de Young era um módulo mais baixo do que aqueles obtidos das técnicas de elevadas taxas da tensão.

CHO *et al.*, em 1999, realizaram estudo para comparar a resistência de tração diametral e de compressão de 8 materiais para núcleo (compósito híbrido foto-polimerizado e auto, compósito contendo titânio, amálgama, ionômero de vidro cermet, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e poliuretano). Os resultados que as forças de compressão variaram 61,1 MPa para poliuretano ao 250 MPa para resinas compostas. Forças de tração diametral variaram de 18,3 MPa para o ionômero de vidro cermet ao 55,1 para resinas compostas. Algumas resinas tiveram forças de compressão e de tração iguais àquelas do amálgama. Compósitos híbridos fotopolimerizáveis eram mais fortes do que os autos, compósitos que contem titânio, ionômeros de vidro e do

poliuretano um material consideravelmente mais baixo do que compósito ou amálgama.

COMBE *et al.*, em 1999, realizaram um trabalho para medir propriedades mecânicas de um grupo diverso dos materiais usados para núcleos diretos de preenchimento (amálgama de cobre elevado, cermet, resina composta e dois compósitos desenvolvidos especificamente para esta aplicação). A resistência à compressão, o módulo de elasticidade, a resistência à tração diametral e a resistência e o módulo flexural foram medidos para cada material em função do tempo até 3 meses. Os resultados indicaram que todos os materiais se encontraram com as exigências mínimas de especificação exceto em termos de resistência flexural para o amálgama após 1 h e o cermet em todos os intervalos do tempo.

EL HEJAZI & WATTS, em 1999, realizaram um estudo com o propósito de investigar se ativação secundária teve algum efeito ou não na estabilidade visco-elástica de restauradores baseados em resina. Cinco materiais restauradores compósitos resinosos (Tetric, Z100, Lite-fil, Palfique, Graft LC) e dois ionômeros de vidro modificado por resina (IVMR) (Fuji II LC & Photac-Bond), foram escolhidos como o representante daqueles clinicamente disponíveis. Os espécimes foram fabricados em pequenos cilindros (6 milímetros x 4 milímetros), com e sem ativação secundária do forno (120° C, 7 minutos). Um instrumento de medida do escoamento foi usado, sujeitando cada espécime a um ciclo de uma tensão de compressão constante de 50 MPa por 6 h seguidos por 6 h da recuperação da tensão, após a remoção da carga. O escoamento e a recuperação tempo/dependente foram gravados. As curvas do escoamento destes materiais de VLC durante o carregamento e descarregamento foram caracterizadas por uma deformação elástica rápida inicial, maior que 1%, seguida por uma resposta visco-elástica. Durante descarregamento havia uma recuperação elástica inicial, seguida pela recuperação do escoamento, e acomodação final permanente. Ativação secundária não teve nenhum efeito estatístico significativo ($p > 0.05$) na tensão

máxima do escoamento (Y1) que era 1-2% para compósitos e 3-4% para IVMR. A acomodação final permanente para o IVMR era 0,68-0,77% e para compósitos variava de 0,13-0,46%. A influência de ativação secundária na recuperação do escoamento e na acomodação final permanente era limitada. Entretanto, alguns materiais (Z100, Lite-fil e Photac-Bond) tiveram a acomodação final permanente reduzida significativamente ($p < 0,05$) pela aplicação de ativação secundária. Os autores concluíram que valores de escoamento visco-elástico menores que 2% são aceitáveis para compósitos no nível de tensão aplicada. Entretanto o aumento de duas vezes na resposta do escoamento pelo IVMR sugere que estes materiais são desaconselhados para áreas de stress.

HASEGAWA *et al.*, em 1999, determinaram a relação entre a adaptação marginal aos preparos cavitários em dentina, a resistência de união à tração das restaurações, e às propriedades mecânicas dos compósitos (módulo de Young, resistência flexural e à tração) em oito compósitos comerciais (Clearfil AP-X, Estelite, Estio LC, Litefil II-A, Prodigy, Progress, Silux Plus e Z-100). A formação de fenda por contração do compósito foi impedida completamente em três dos compósitos testados (Clearfil AP-X, Estelite, e Silux Plus). A resistência de união à tração correlacionava significativamente, não somente com resistência à tração ($r^2 = 0.506$; $0.01 < P < 0.05$), mas também com a resistência flexural ($r^2 = 0.871$; $P < 0.001$) e o módulo de Young ($r^2 = 0.712$; $0.001 < P < 0.01$). Entretanto, a formação de fenda não se correlacionou significativamente ($P > 0.05$) com as propriedades testadas. Os resultados indicaram que resistência de união à tração mais elevada medida nos testes tradicionais pode ser relacionada às propriedades mecânicas mais elevadas dos compósitos, por causa do número dos espécimes que exibiram a falha coesiva.

MEREDITH, em 1999, investigou e descreveu o desenvolvimento de uma técnica não invasiva para medir a mudança no módulo de elasticidade de materiais restauradores baseados em resina durante a polimerização usando a análise de ressonância de frequência. As ressonâncias de frequências de todos os

materiais mostraram um aumento ressonância de frequência em função do aumento na rigidez e no módulo de elasticidade do material durante a polimerização.

YAP, em 2000, avaliou, usando teste de dureza, o impacto da variação da profundidade da cavidade e do tempo da exposição da fonte de luz na eficácia de polimerização de dois compósitos. Os resultados mostraram que a eficácia da polimerização diminuiu significativamente com o aumento da profundidade não obstante o tempo da exposição. Tempo aumentados de exposição aumentaram a extensão da polimerização em profundidades para 3 a 4 mm. Os incrementos dos compósitos avaliados não devem ser maiores que 2 milímetros para fornecer a polimerização uniforme e máxima.

SAKAGUCHI & FERRACANE, em 2001, descreveram que o desenvolvimento elástico do módulo durante a polimerização de um compósito é uma medida da maturidade da polimerização e da habilidade da restauração transferir a tensão ao esmalte e à dentina. As características do desenvolvimento elástico do módulo no tempo real durante a polimerização são desconhecidas. Então realizaram um estudo para avaliar o efeito da densidade de potência luz e da densidade total da energia no desenvolvimento adiantado do módulo de elasticidade para um compósito fotoativado. As taxas de desenvolvimento elásticos do módulo e módulos finais eram dependentes da intensidade de luz aplicada. Os espécimes ativados por densidades equivalentes de energia usando tempos curtos e densidade de potência elevada ou a densidade baixa de potência e tempos longos produziram módulos elásticos equivalentes. Os módulos elásticos para densidades de potência emisoras entre 400 e 600 mW/cm² (160-260 mW/cm² medidos na superfície do espécime) não eram significativamente diferentes ($p > 0,5$).

5 – Proposição

De acordo com as informações reunidas na revisão bibliográfica, a polimerização pode influenciar as propriedades mecânicas dos compósitos e que a influência sobre o módulo de elasticidade não é de todo compreendida.

O propósito deste trabalho foi verificar a influência do tempo de exposição à luz (10, 20, 40 ou 60 segundos) e da espessura da camada de compósito polimerizada (1, 2 ou 4 mm) no módulo de elasticidade de um compósito comercial (Filtek Z250™).

6 – Materiais e Método

6.1 – Materiais

Foi utilizado para a confecção dos corpos de prova o compósito odontológico Filtek Z250™ (Figura 1). As características e informações do fabricante estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características e informações do fabricante do compósito odontológico Filtek Z250™ utilizado no estudo*.

Características	Filtek Z250™
Indicações	Restauração de dentes anteriores e posteriores
Tipo e tamanho das partículas	Partículas Pequenas - Entre 0,19 a 3,3 µm
Tipo de partículas	Zircônia/Sílica
Conteúdo de partículas	60 % em volume sem silano
Matriz orgânica	BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA
Cor	A 3,5 (escala Vita)
Radiopacidade	Sim
Tempo de Ativação	20 segundos
Espessura do incremento	2,5 mm
Forma de apresentação	Bisnaga contendo 4 gramas
Fabricante	3M Dental Products Division, St. Paul, MN, USA

* Informações do Fabricante

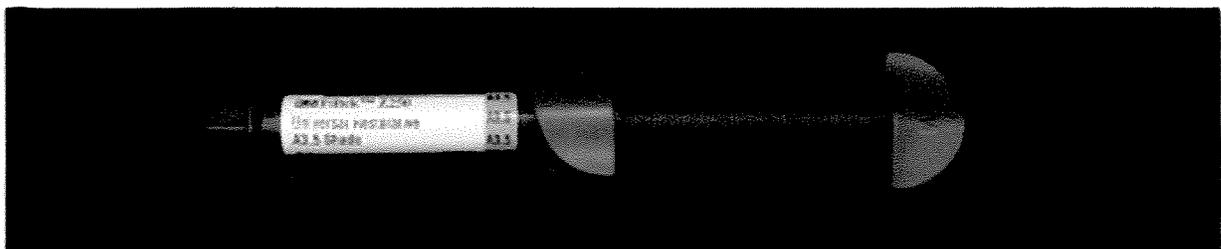


Figura 1 – Bisnaga do compósito Filtek Z250™.

Para polimerizar os corpos de prova foi utilizado um aparelho fotoativador modelo XL 1500 (Figura 2). As características e informações do fabricante estão apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Características e informações do fabricante do aparelho fotoativador*.

Características	XL 1500
Modelo	5518AA
Tipo	“revólver”
Intensidade de Luz	550 mW/cm ²
Tensão	100-240 volts – 50/60 Hz
Fusível	1,5 A
Lâmpada	10 V – 52 watts / halógena
Fabricante	3M Dental Products Division, St. Paul, MN, USA.

* Informações do Fabricante



Figura 2 – Aparelho fotoativador XL 1500.

6.2 – Método

6.2.1 – Confecção dos corpos de prova

Foram confeccionados 144 corpos de prova, medindo 4 mm de diâmetro por 8 mm de altura, que constituíram a amostra.

6.2.1.1 – Definição dos grupos

Os corpos de prova foram confeccionados variando-se a espessura da camada do incremento e o tempo de exposição do compósito à luz do fotoativador. As espessuras de incremento usadas foram 1, 2 e 4 mm. Os tempos utilizados foram 10, 20, 40 e 60 segundos. Foram confeccionados 12 corpos de prova para cada inter-relação de tempo e espessura, formando os seguintes grupos:

- G 1-10 – Corpos de prova feitos com incremento de 1 mm e fotoativados por 10 segundos.
- G 1-20 – Corpos de prova feitos com incremento de 1 mm e fotoativados por 20 segundos.
- G 1-40 – Corpos de prova feitos com incremento de 1 mm e fotoativados por 40 segundos.
- G 1-60 – Corpos de prova feitos com incremento de 1 mm e fotoativados por 60 segundos.
- G 2-10 – Corpos de prova feitos com incremento de 2 mm e fotoativados por 10 segundos.
- G 2-20 – Corpos de prova feitos com incremento de 2 mm e fotoativados por 20 segundos.
- G 2-40 – Corpos de prova feitos com incremento de 2 mm e fotoativados por 40 segundos.
- G 2-60 – Corpos de prova feitos com incremento de 2 mm e fotoativados por 60 segundos.

- G 4-10 – Corpos de prova feitos com incremento de 4 mm e fotoativados por 10 segundos.
- G 4-20 – Corpos de prova feitos com incremento de 4 mm e fotoativados por 20 segundos.
- G 4-40 – Corpos de prova feitos com incremento de 4 mm e fotoativados por 40 segundos.
- G 4-60 – Corpos de prova feitos com incremento de 4 mm e fotoativados por 60 segundos.

Os corpos de prova foram confeccionados em uma matriz de latão. Segundo DENYER & SHAW, em 1982, o uso de uma matriz feita de um material não translúcido evita a incidência secundária da luz.

6.2.1.2 – Descrição da Matriz

A matriz de latão era composta de uma peça principal (contendo a cavidade para inserção do compósito) e um êmbolo com marcação milimetrada, apoiados em uma base (Figura 3).

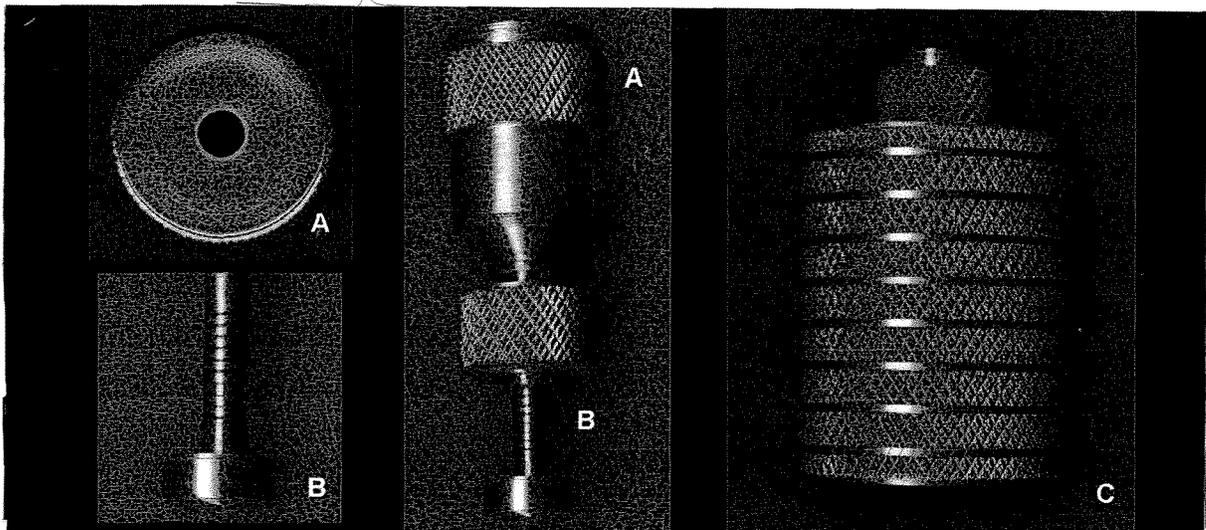


Figura 3 – Componentes da matriz: Matriz usada para confecção dos corpos de prova – peça principal com a cavidade (A) e êmbolo (B); Base usada para apoio da matriz (C).

O orifício, para inserção do compósito, media 4 mm de diâmetro e a profundidade era controlada pelo êmbolo. O êmbolo media 4 mm de diâmetro e se encaixava no orifício da peça principal. A movimentação do êmbolo permitia controlar o espaço para inserção do incremento, em milímetros. O êmbolo posicionado na primeira marca deixava uma profundidade de 1 mm, na segunda 2 mm e sucessivamente até 8 mm na oitava marca. Na porção inferior da peça principal havia uma rosca bipartida e uma porca, com o aperto da porca, a rosca diminuía o tamanho do orifício interno e prendia o êmbolo na posição desejada (Figura 4).

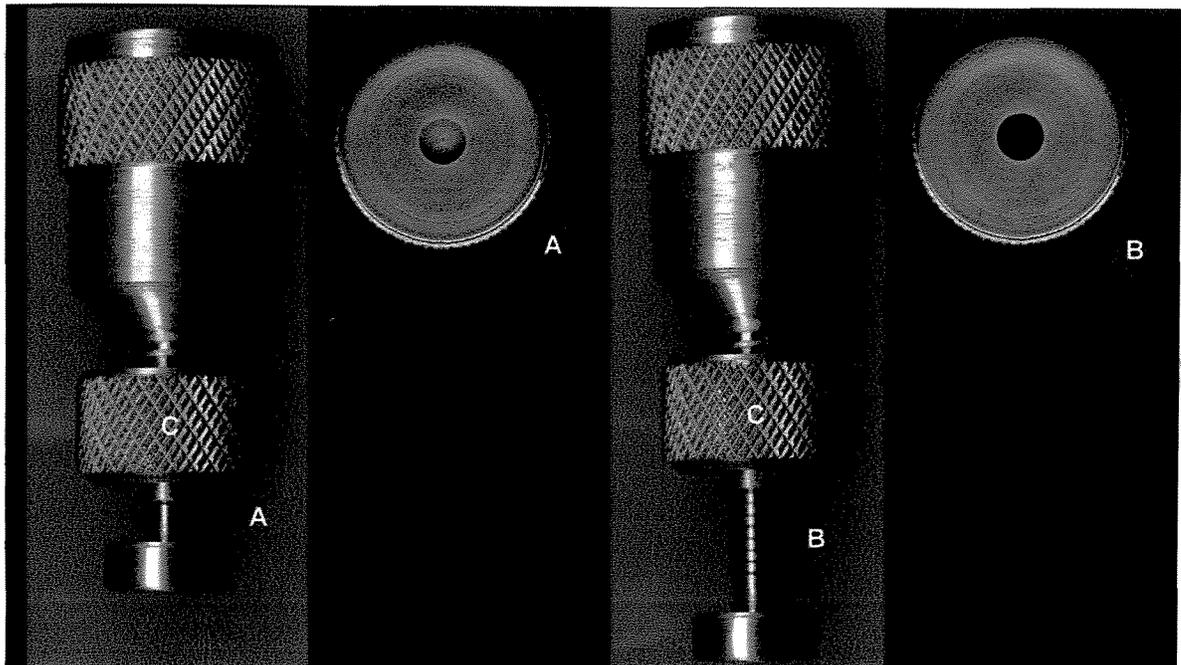


Figura 4 – Matriz com êmbolo posicionado para controlar a profundidade do incremento: - primeira marca = 1mm de profundidade (A); - oitava marca = 8 mm de profundidade (B); - porca para fixação do êmbolo em posição (C).

Os corpos de prova foram confeccionados em sala de ambiente controlado com 50 % de umidade relativa e 25 ± 2 °C.

6.2.1.3 – Inserção e ativação do compósito

O compósito foi inserido na cavidade, com a profundidade regulada pelo êmbolo para cada grupo, com o auxílio de uma espátula de inserção nº ½ (Duflex – S.S. White) e acomodado com um condensador de Eames (Duflex – S.S. White), para ficar no mesmo nível da superfície da matriz. Depois foi polimerizado, pelo tempo necessário para cada grupo, usando-se o aparelho XL 1500. O aparelho estava fixado à mesa através de um torno de bancada (Hobby – Somar S.A. – Indústrias Mecânicas, Joinville, SC), a fim de manter a distância da ponta ativa do fotoativador ao compósito sempre constante e igual à espessura de uma fita matriz de poliéster (Figura 5). O aparelho estava conectado a rede elétrica através de um estabilizador de voltagem (Sol 1000 – Microsol Tecnologia Ltda, Fortaleza, CE), para evitar mudança na emissão de luz pela mudança na tensão.

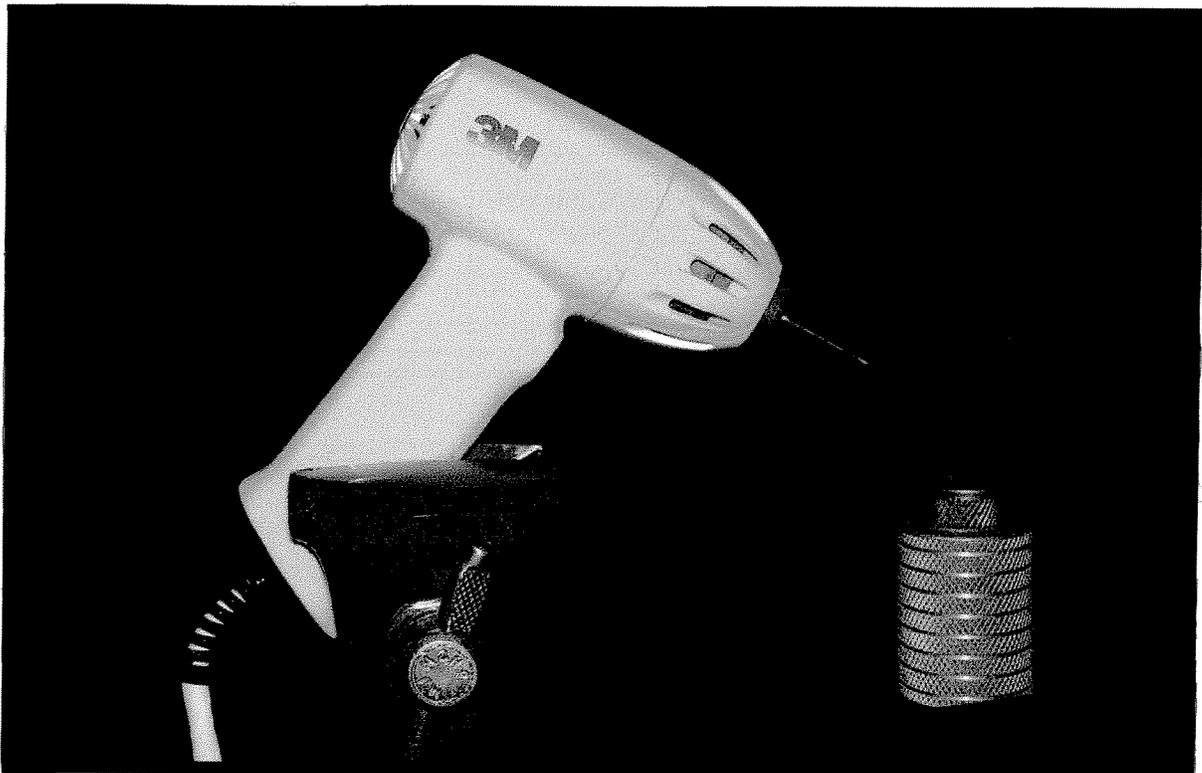


Figura 5 – Fotoativador preso à bancada para manter distância da ponta ativa ao compósito constante.

Depois de polimerizado o incremento, o êmbolo era reposicionado e o compósito já polimerizado levemente empurrado para baixo deixando o espaço para o novo incremento. Sobre o último incremento, era colocada uma fita matriz de poliéster (Odahcam – Herpo Produtos Dentários, Petrópolis, RJ), feito pressão com um instrumento plano e polimerizado (Figura 6).

Para a confecção dos corpos de prova dos grupos G 1-10, G 1-20, G 1-40 e G 1-60 foram necessários 8 incrementos; 4 incrementos para completar os dos grupos G 2-10, G 2-20, G 2-40 e G 2-60; e 2 incrementos para os dos grupos G 4-10, G 4-20, G 4-40 e G 4-60.

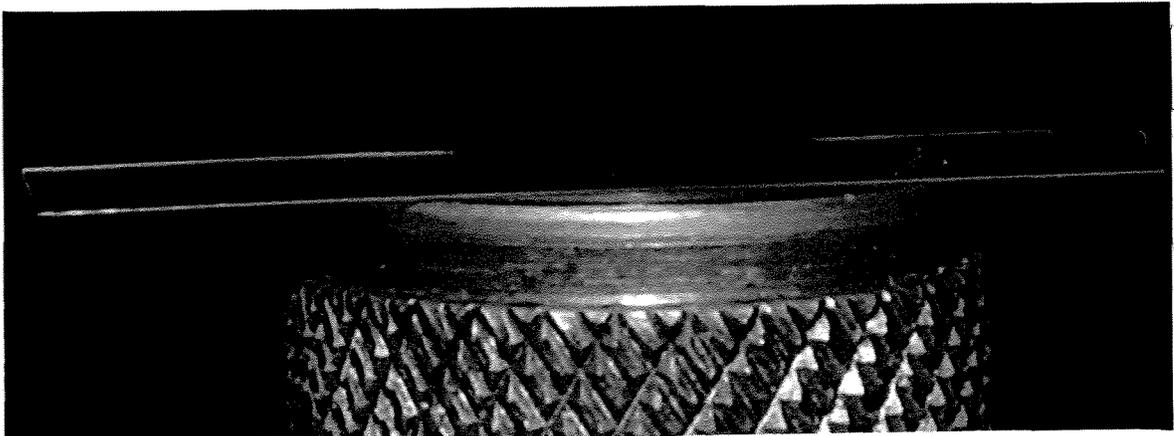


Figura 6 – Ponta ativa do fotoativador posicionada sobre o último incremento.

Após cada série de confecção de corpos-de-prova o aparelho fotoativador era submetido ao teste de intensidade de luz, usando-se um radiômetro (Demetron)

Os corpos de provas foram armazenados em ambiente protegido da luz, com 100 % de umidade relativa e temperatura ambiente (25 ± 2 °C) por 12 horas antes da determinação do Módulo de Elasticidade.

6.2.1.4 – Determinação do Módulo de Elasticidade.

A determinação do módulo de elasticidade é feita pela tangente da reta característica da zona elástica (SOUZA, 1982). Segundo CHABRIER *et al.*

(1999) o módulo de Young (E) é uma medida da resistência oferecida por um material ao desenvolvimento de uma deformação elástica uniaxial (ϵ) em resposta à tensão aplicada (σ). O módulo de Young pode ser expresso como:

$$E = \sigma / \epsilon$$

O Módulo de Elasticidade foi obtido a partir de teste destrutivo de esforço de compressão.

Para a realização do teste foi utilizado uma Máquina de Ensaio Universal Instron (Série 4480, modelo 4484 – Instron Corporation, Canton, Massachusetts, USA), com célula de carga de 10 kN (Figura 7). A máquina estava ligada a um computador e era controlada por software específico (Instron Corporation Series IX - Automated Materials Test System - version 8.06.00 - Instron Corporation, Canton, Massachusetts, USA).

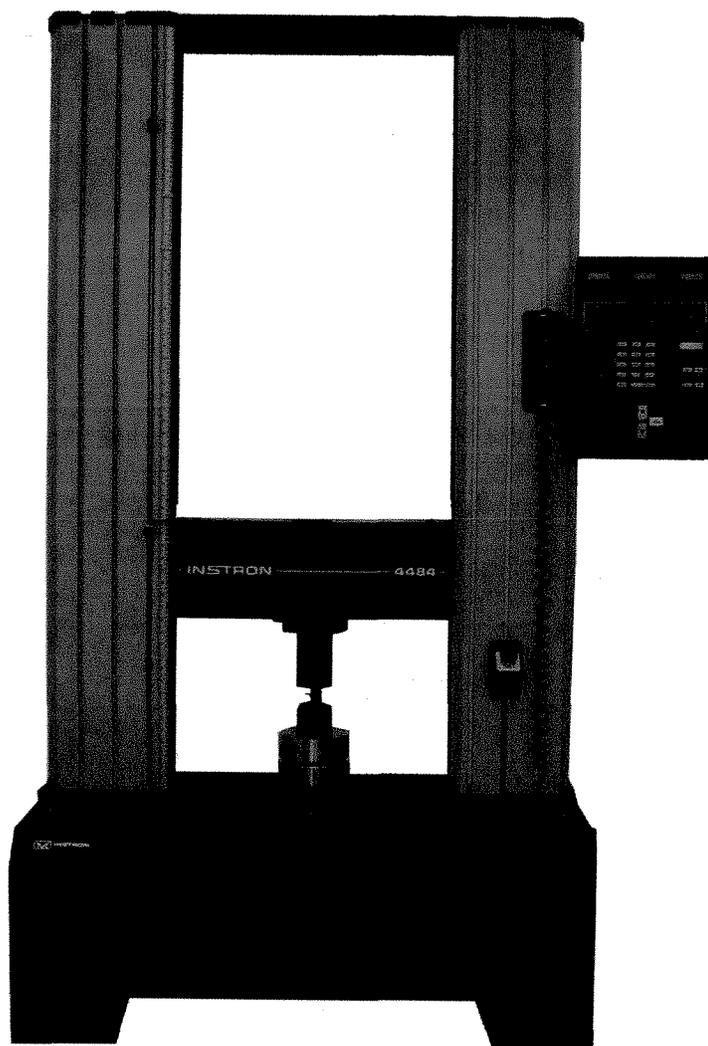


Figura 7 – Máquina de Ensaio Universal Instron.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

O corpo de prova era centralizado entre as plataformas da máquina separadas 8,5 mm. O software era acionado e as plataformas começavam a aplicar a carga. A velocidade de aproximação das plataformas foi de 0,2 mm/min.

O software registrava a carga e distensão e convertia em tensão e deformação, desenhando o gráfico (Stress X Strain).

O cálculo do Módulo de Elasticidade também foi realizado automaticamente pelo software, porém com os limites determinados pelo operador. Foi escolhida para cálculo do módulo a secante do gráfico (tensão x deformação) do trecho correspondente aos limites de aplicação de força entre 0,5 e 1,5 kN (Figura 8).

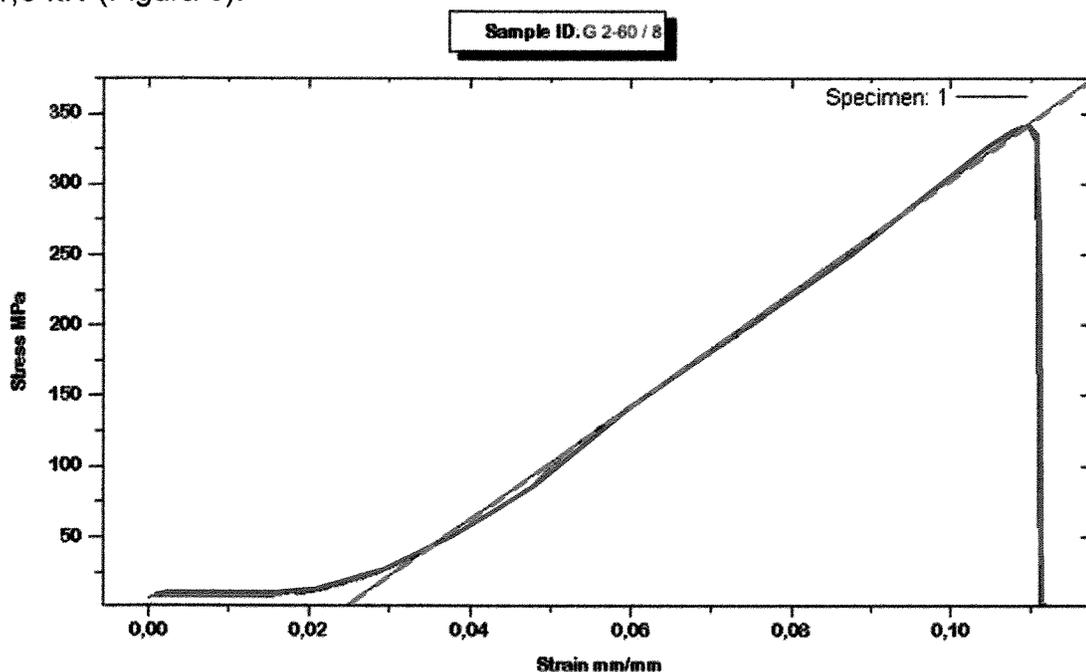


Figura 8 – Teste de um corpo de prova do G 2-26 – — Gráfico Tensão X Deformação, traçado pelo software Instron Series XI; e ---- secante para cálculo do Módulo de Elasticidade.

Os dados foram anotados e sumarizados para análise estatística.

6.2.1.5 – Tratamento dos dados

A partir dos dados originais foram calculadas as medidas de tendência central – Média e Desvio Padrão da Média.

As médias foram testadas quanto sua normalidade. Como vários grupos falharam no teste de normalidade (teste de aderência à curva normal), um teste não paramétrico (Kruskal-Wallis) foi empregado para verificar se havia diferença entre as médias. Havendo diferença, estas eram comparadas com um teste de Ryan.

7 – Resultados

Os dados originais e medidas de tendência central (média e desvio padrão) do Módulo de Elasticidade dos fatores de variação espessura da camada e tempo de exposição são apresentados na Tabela 5 do apêndice. Teste de Kruskal-Wallis e comparações das médias pelo teste de Ryan são apresentadas nas Tabelas 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20 e 21 do apêndice.

A Tabela 3 e Figura 9 mostram a comparação entre as médias dos valores do Módulo de Elasticidade do compósito Filtek Z250™ para as diferentes espessuras do incremento e tempos.

Considerando-se o fator espessura, nota-se que para a espessura de 1 mm, o G 1-10 apresentou diferença estatística significativa de G 1-40 e G 1-60 ($p < 0,05$), mas não diferiu de G 1-20; os demais grupos – G 1-20, G 1-40 e G 1-60 – não são diferentes entre si; para espessura de 2 mm, os grupos G 2-10 e G 2-20 foram diferentes entre si ($p < 0,05$), G 2-10 diferiu dos demais grupos – G 2-40 e G 2-60 ($p < 0,001$), G 2-20 não diferiu de G 2-40 e diferiu de G 2-60 ($p < 0,05$), G 2-40 e G 2-60 não diferiram entre si; para a espessura de 4 mm houve diferença estatística significativa entre todos os grupos – G 4-10, G 4-20, G 4-40 e G 4-60 ($p < 0,01$).

Considerando-se o fator tempo, nota-se que para o tempo de 10 segundos houve diferença entre todos os grupos – G 1-10 x G 2-10 ($p < 0,01$), G 1-10 x G 4-10 e G 2-10 x G 4-10 ($p < 0,001$); para os demais tempos – 20, 40 e 60 segundos – não houve diferença entre os grupos feitos com incrementos de 1 ou 2 mm – G 1-20 x G 2-20, G 1-40 x G 2-40, G 1-60 x G 2-60, porém estes são diferentes dos grupos feitos com incrementos de 4 mm – G 4-20, G 4-40 e G 4-60 ($p < 0,01$).

Tabela 3 – Comparação entre as médias do Módulo de Elasticidade (MPa) para o material Filtek Z250™, nas diferentes espessuras dos incrementos (1, 2 e 4 mm) e tempos (10, 20, 40 e 60 segundos).

Tempo (s)	Espessura (mm)					
	1		2		4	
	Média	DP*	Média	DP*	Média	DP*
10	3670,52	207,5	3338,44	295,8	1757,87	235,4
20	3826,95	291,5	3681,51	237,8	2561,02	263,6
40	3959,16	236,9	3801,83	264,3	3095,29	260,0
60	3966,48	237,6	3885,58	303,7	3286,18	348,1

*DP = Desvio Padrão

Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha não diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Kruskal-Wallis.

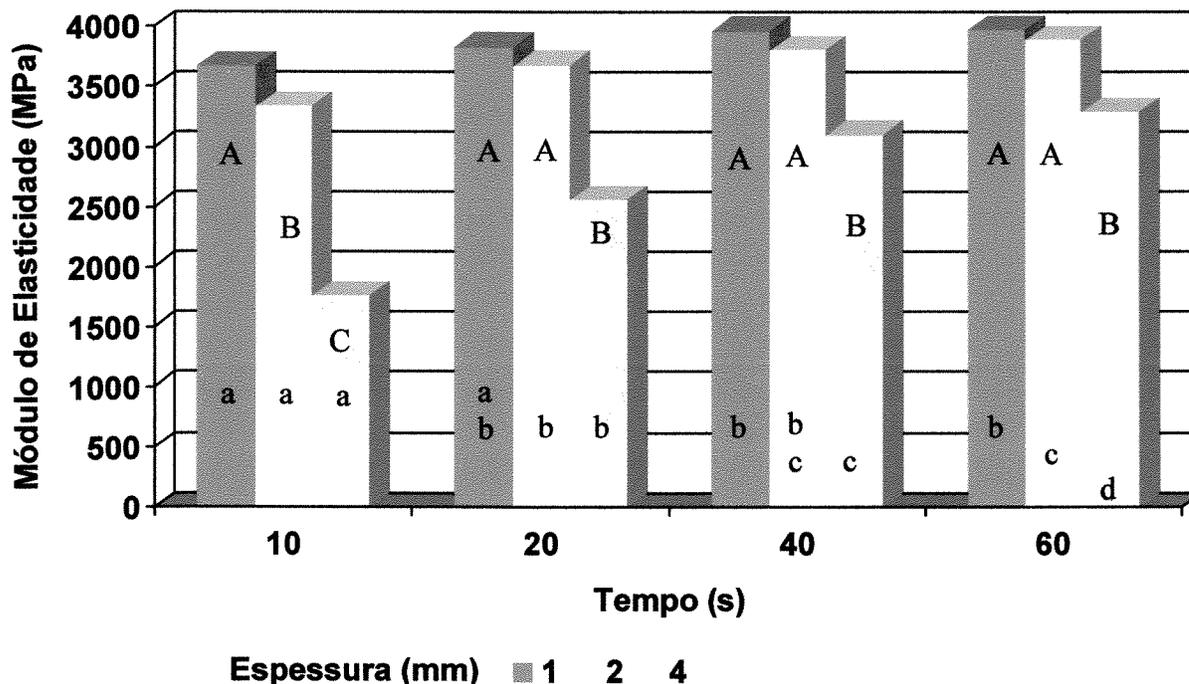


Figura 9 – Representação gráfica da comparação entre as médias do Módulo de Elasticidade (MPa) para o material Filtek Z250™, nas diferentes espessuras dos incrementos (1, 2 e 4 mm) e tempos (10, 20, 40 e 60 segundos).

A Tabela 4 mostra a comparação entre as médias do Módulo de Elasticidade, para o material Filtek Z250™, em todos os grupos, classificados em ordem decrescente.

Nota-se que o maior valor para Módulo de Elasticidade foi o do grupo feito com incrementos de 1 mm e polimerizado por 60 segundos (G 1-60), seguido por G 1-60, G 1-40, G 2-60, G 1-20 e G 2-40, respectivamente, porém não há diferença estatística significativa entre os grupos. Segue os grupos G 2-20 e G 1-10, que foram diferentes de G 1-60, G 1-40 e G 2-60, mas não são diferentes de G 1-20 e G 2-40.

Os grupos G 2-10, G 4-60, e G 4-40 formaram um outro grupo sem diferença estatística significativa. Os piores valores foram os dos grupos G 4-20 e G 4-10, porém não são diferentes de G 4-40.

Tabela 4 – Comparação entre as médias do Módulo de Elasticidade (MPa) para o material Filtek Z250™, nos diferentes grupos, classificados em ordem decrescente.

Grupos	Média	Diferença
G 1-60	3966,48	a
G 1-40	3959,15	a
G 2-60	3885,58	a
G 1-20	3826,95	ab
G 2-40	3801,83	ab
G 2-20	3681,50	b
G 1-10	3670,52	b
G 2-10	3338,44	c
G 4-60	3286,18	c
G 4-40	3095,29	cd
G 4-20	2561,02	d
G 4-10	1757,87	d

Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si, ao nível de 5%, pelo teste de Kruskal-Wallis.

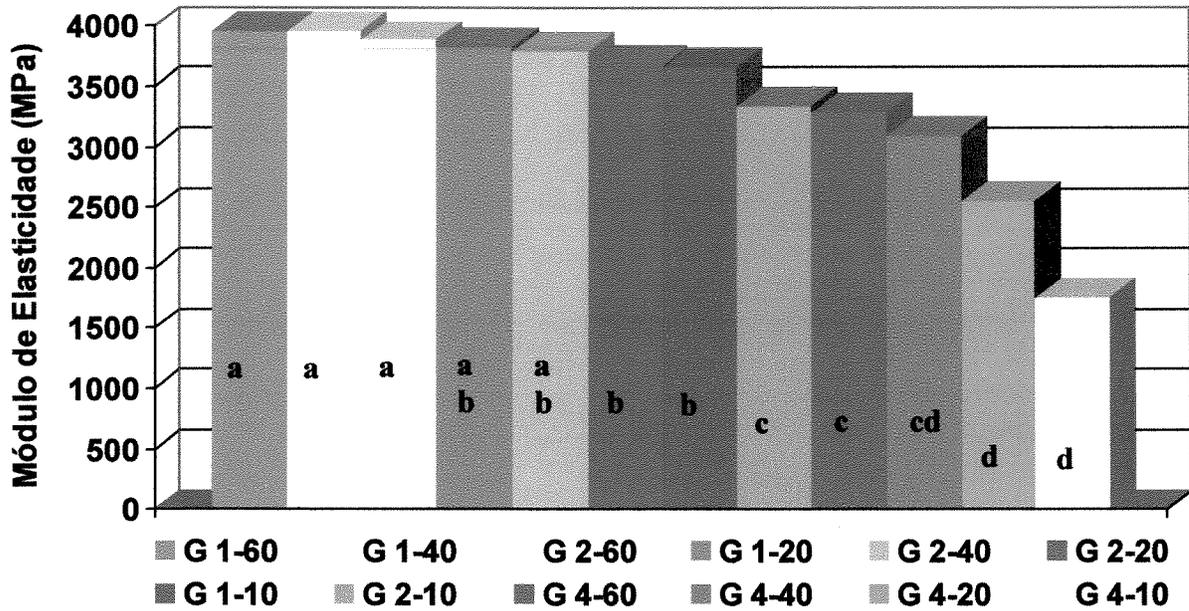


Figura 10 – Representação gráfica da comparação entre as médias do valor do Módulo de Elasticidade (MPa) para o material Filtek Z250™, nos diferentes grupos, classificados em ordem decrescente.

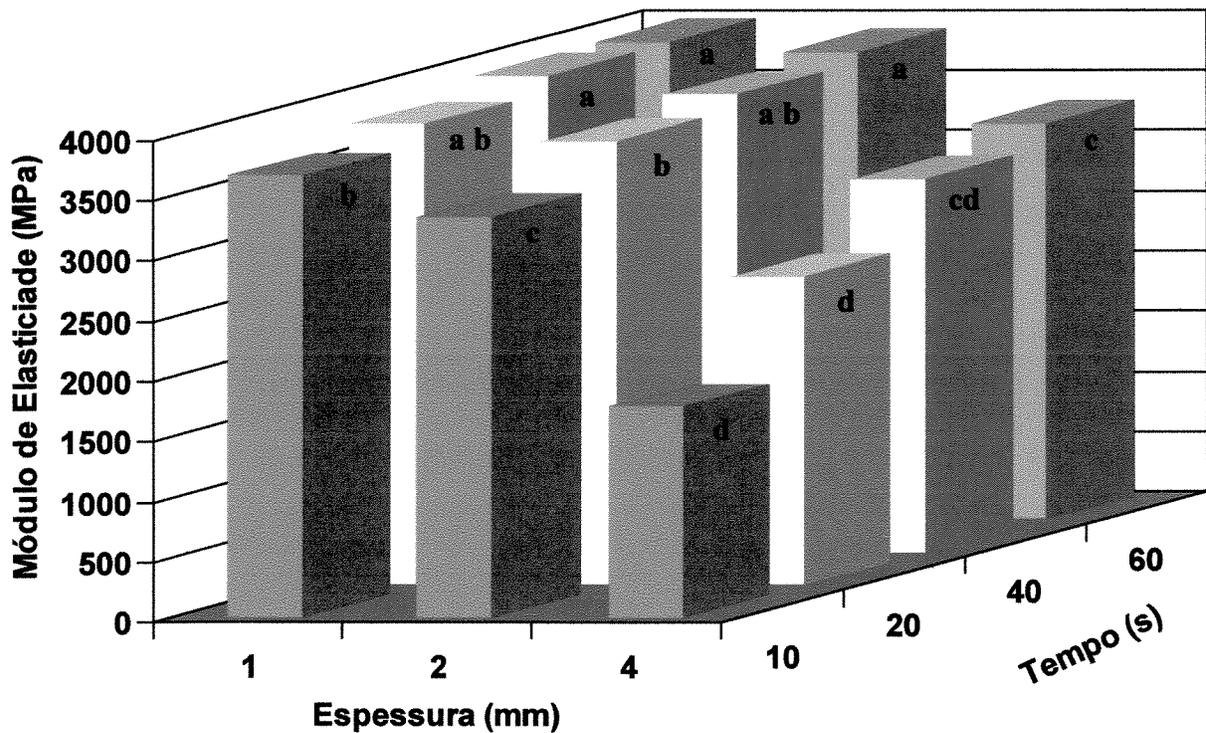


Figura 11 – Representação gráfica da comparação entre as médias do valor do Módulo de Elasticidade (MPa) para o material Filtek Z250™, nos diferentes grupos.

8 - Discussão

Os compósitos odontológicos, ocupam lugar de destaque na Odontologia atual e o aprimoramento na busca de um material que possa substituir com sucesso a estrutura dental perdida, é objeto de inúmeros estudos. De acordo com WILLEMS *et al.* (1993), o esmalte e a dentina humanos devem ser usados como padrões fisiológicos para comparar resinas compostas, principalmente na região posterior.

A utilização de compósitos fotopolimerizáveis e uma fonte de luz de qualidade é a regra no uso de compósitos pelos dentistas.

O presente estudo utilizou um compósito fotopolimerizável de partículas de Zircônia/Sílica, esféricas, pequenas (entre 0,19 e 3,3 μm), com 60% de carregamento – Filtek Z250™, indicado para restaurações de dentes anteriores e posteriores. Segundo MIYASAKA (1996) e ZHAO *et al.* (1997), partículas esféricas pequenas conferem aos compósitos excelentes propriedades mecânicas, e que quanto maior a quantidade e menor o tamanho das cargas, melhores as propriedades. O compósito Filtek Z250™ possui tais características, o que confirmaria a sua indicação em dentes posteriores. Filtek Z250™ pode ser classificado como compósito de carregamento compacto, de acordo com WILLEMS *et al.* (1992). A matriz resinosa do Filtek Z250™ é Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA. Segundo informações do fabricante UDMA e Bis-EMA substituem o TEGDMA como diluente, o que confere ao material, ótimas propriedades mecânicas com menor contração de polimerização. Essas afirmações concordam com os achados de PEUTZFELD (1997) e ASMUSSEN & PEUTZFELDT (1998). O uso destes monômeros produz materiais menos propenso à sorção. BRAEM *et al.* (1995) e KILDAL & RUYTER (1997) relataram que a sorção de água prejudica os compósito, prejudicando suas propriedades.

Os compósitos fotopolimerizáveis são preferíveis aos compósitos autopolimerizáveis pois apresentam tempo de trabalho controlado pelo operador; não há necessidade de espatulação, conseqüentemente apresentam menos

porosidade no interior da massa restauradora; melhores resultados com relação à cor, morfologia, adaptação marginal, utilizando-se a técnica por incremento; translucidez e opacidade; polimerização rápida; possibilidade de polimento imediato; e maior grau de polimerização. Porém apresentam algumas desvantagens como: o tempo de trabalho não é ilimitado, custo do aparelho e a polimerização não uniforme em toda a restauração (BASSIOUNY & GRANT, 1978; LUTZ & PHILLIPS, 1983). Segundo RUYTER & OYSAED, em 1982, compósitos ativados por luz visível tem maior grau de polimerização. A polimerização dos compósitos fotoativados pode ser influenciada por diversos fatores:

- Composição do material – De acordo com YEARN (1985), a luz visível é absorvida pela canforoquinona, e neste estado de excitação, ela reage com uma amina para produzir radicais livres. Cada cadeia polimérica, para se formar, requer um radical livre. Porém o grau de conversão de monômeros em polímeros não depende somente da formulação química, mas da quantidade de energia luminosa que alcança o catalisador. ELIADES *et al.* (1987) informaram que a maior formação de radicais livres produziam maior grau de polimerização e melhores propriedades mecânicas.
- Comprimento de onda e Intensidade da luz – COOK, em 1986, identificou a luz visível azul, com comprimento de onda entre 450 a 500 nm, como a luz ideal para a fotoativação. Maior intensidade de luz tem sido associadas a alto grau de polimerização e melhores propriedades mecânicas (KILIAN, 1979; LEUNG *et al.*, 1982; RUEGGERBERG *et al.*, 1994 – B). FOWLER *et al.* (1994) associaram redução da emissão de luz dos fotoativadores com redução na profundidade de polimerização. Intensidade de luz de 400 mW/cm² é recomendada para ativação rotineira de compósitos (RUEGGERBERG *et al.*, 1994 – B). Segundo SAMUEL *et al.* (1992), o aumento da distância da ponta ativa do fotoativador diminui a intensidade de luz que atinge o compósito.
- Cor e opacidade – Compósitos de cores mais claras polimerizam mais que cores mais escuras (ONOSE *et al.*, 1985). Compósitos com opacidade de

esmalte necessitam menos luz que os com opacidade de dentina (SHORTALL *et al.*, 1995).

- Carga do compósito – Maior quantidade e menor tamanho da carga diminuem a capacidade de polimerização (ELIADES *et al.*, 1987).
- Espessura da camada – Quanto maior a espessura do compósito, maior a dificuldade de penetração da luz. O preenchimento das cavidades com camadas sucessivas não maiores que 2 mm são recomendadas para garantir polimerização em toda a profundidade (DE LANGE, *et al.*, 1980; RUEGGEGERG *et al.* 1994 – A; SHORTALL & HARRINGTON, 1996; YAP, 2000).
- Tempo de exposição – O tempo de exposição deve ser suficiente para polimerizar todo o compósito em profundidade. Ele pode ser aumentado para compensar fatores que diminuam a polimerização. (SWARTZ *et al.*, 1983; OTA, 1985; FOWLER *et al.*, 1994; YAP, 2000). Tempo de ativação de 60 segundos tem sido relatado como suficiente para produzir melhoria na polimerização (RUEGGEBERG *et al.* 1994 – B; YAP, 2000) mas pode ser aumentado até 120 segundos (ONOSE *et al.*, 1985).

Os dois últimos fatores relacionados foram objetos de estudo neste trabalho. Por serem fatores facilmente controlados pelo operador, sabendo como controlá-los podem-se compensar outros fatores que por ventura venham a prejudicar a polimerização. Segundo DAVIDSON-KABAN *et al.* (1997), na intenção de obter ótima polimerização, sem aumentar a contração, o tempo é mais eficaz do que a energia de radiação.

De acordo com SWARTZ *et al.*, a polimerização inadequada diminui as propriedades físicas do compósito e é responsável por alterações na resistência, dureza, sorção e estabilidade de cor. YANAGAWA & FINGER (1994), LEE & GREENER (1994) e MIYAZAKI *et al.* (1995), descreveram redução na resistência de união entre sistemas adesivos/compósitos e estrutura dental devido à polimerização incompleta ou baixa intensidade de luz. A influência da polimerização na dureza é bastante descrita. Correlação positiva entre dureza e grau de polimerização indica que dureza pode ser usada como indicador de grau

de polimerização (KILIAN, 1979; COOK, 1980; DE LANGE *et al.*, 1980; LEUNG *et al.* 1982; ONOSE *et al.*, 1985; OTA *et al.*, 1985; MATSUMOTO *et al.*, 1986; SAMUEL *et al.*, 1992; FOWLER *et al.*, 1994; SHORTALL & HARRINGTON, 1996; KALLIYANA *et al.*, 1998; VARGAS *et al.*, 1998; YAP, 2000). Outras propriedades são afetadas pela polimerização, porém a relação entre módulo de Young (E) ou módulo de elasticidade e fatores que influenciam a polimerização merece atenção.

O módulo de elasticidade é a medida de rigidez do material. A medida de E é feita pela tangente da reta característica da zona elástica (SOUZA, 1982). Segundo CHABRIER *et al.* (1999) o módulo de Young (E) é uma medida da resistência oferecida por um material ao desenvolvimento de uma deformação elástica uniaxial (ϵ) em resposta à tensão aplicada (σ).

Segundo WATT (1994) e SAKAGUCHI & FERRACANE (2001), o módulo de elasticidade tem a habilidade transferir e modular a tensão mastigatória da restauração para o esmalte e dentina. Quanto mais semelhante ao da estrutura dental melhor será a transferência da tensão. Um Compósito com módulo de elasticidade semelhante e fortemente aderido à estrutura dental seria capaz de restaurar dentes de maneira satisfatória. Pode-se dizer que com essas condições – Módulo de Young e Resiliência semelhantes e União à estrutura dental – o material restaurador pode agir em unidade com o remanescente dental, devolvendo-o a habilidade de resistir aos esforços mastigatórios.

Resinas compostas são materiais com pequena resposta de deformação elástica (limite de proporcionalidade baixo), seguida de resposta visco-elástica (EL HEJAZI & WATTS, 1999), então o módulo de Young pode ser calculado pela tangente da reta que é secante à curva especificada entre 2 pontos (Souza, 1982). O presente estudo usou tal método para calcular os módulos de elasticidade, a partir de teste de compressão.

MEREDITH (1999) demonstrou que o módulo de elasticidade aumenta com o aumento do grau de polimerização. Considerando que tempos maiores de exposição à energia luminosa geram maior grau de polimerização (LEUNG *et al.*, 1982; ONOSE *et al.*, 1985; DAVIDSON-KABAN *et al.*, 1997; KALLIYANA *et al.*, 1998), os resultados encontrados neste estudo concordam com

a afirmação de MEREDITH. Na Tabela 3 e Figura 9 pode-se observar que maiores tempos de ativação produziram maiores módulos de elasticidade em todas as espessuras. A utilização de tempos de exposição mais longos gera um aumento na quantidade de energia que é absorvida pelo compósito. Isto tem o mesmo efeito de aumentar a intensidade de luz emitida pelo fotoativador (SAKAGUCHI & FERRACANE, 2001). DAVIDSON-KABAN *et al.*, em 1997, mostraram que intensidade reduzida com tempos mais longos (60 segundos) retardava a taxa de polimerização mas não reduzia o grau de conversão. Pode-se considerar que intensidade de luz maior polimeriza mais rápido o compósito, o que traria benefício na diminuição no tempo de tratamento, porém produz tensão de contração maior, aumentando o risco de fendas na margem e micro-infiltração (UNTERBRINK & MUESSNER, 1995).

A espessura da camada teve impacto acentuado sobre o módulo de elasticidade, neste estudo. De acordo com CHABRIER *et al.* (1999), módulo de Young é citado universalmente como a quantificação da rigidez e confunde-se com a dureza. Para SAKAGUCHI & FERRACANE (2001) o desenvolvimento do módulo de elasticidade durante a polimerização do compósito é uma medida da maturidade da polimerização. Aparentemente os resultados aqui encontrados estão de acordo com estudos feitos usando-se dureza como medida. Na tabela 3 e figura 9 pode-se observar que com o aumento da espessura houve uma diminuição no módulo de elasticidade, em todos os tempos. Os resultados corroboram os resultados de RUEGGBERG *et al.* (1994 - B), que recomendam espessuras de no máximo 2 mm, embora considerem que 1 mm seria o ideal.

Fica claro que quanto maior for o grau de polimerização, maior será o módulo de elasticidade. É importante salientar que o grau de polimerização vai diminuindo em profundidade, ou seja, grau de polimerização diferente entre superfície (que está próxima da luz) e o fundo, e isso geraria dentro do corpo da restauração regiões com diferentes módulos. Porém a restauração deve funcionar como um conjunto e o presente estudo mostram que no conjunto as restaurações de polimerização heterogênea tem os menores valores do Módulo de Young. A associação de tempo de exposição e espessura da camada parece ser um

método viável para garantir os melhores valores de módulo de elasticidade. Nas tabela 4 e figuras 10 e 11, pode-se observar que tempos mais longos e espessuras menores produzem os melhores valores do módulo. Pode-se observar, também, que o aumento do tempo de exposição tem efeito limitado para compensar maiores espessuras. O uso de pequenas espessuras (1 e 2 mm) e tempos intermediários (20 e 40 segundos) parece ser o ideal.

Finalizando, os compósitos estão sendo utilizados em diversas indicações graças à qualidade dos novos materiais. Tem sido mostrado que suas propriedades são semelhantes ou superiores que as de outros materiais e que podem ser usados em áreas de grande tensão (COMBE *et al.*, 1999; CHO *et al.*, 1999). Porém a técnica de uso ainda é crítica. O conhecimento das variáveis que podem afetar a qualidade de uma restauração é fundamental para o sucesso clínico.

9 - Conclusões

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

1. O módulo de elasticidade foi influenciado pelo tempo de exposição (10, 20, 40 ou 60 segundos). Quanto maior o tempo de exposição maior o módulo de elasticidade em todas as espessuras. Quanto maior a espessura mais significativa era a influência.
2. O módulo de elasticidade foi influenciado pela espessura da camada (1, 2 ou 4 mm). Quanto maior a espessura menor o módulo de elasticidade em todos os tempos. A espessuras de 4 mm produziu os menores valores em todos os tempos.
3. A interação entre as menores espessuras (1 e 2 mm) e tempos mais prolongados (40 e 60 segundos) produziu os maiores módulos de elasticidade. Exceção para espessura de 1mm ativada por 20 segundos que teve valor semelhante.
4. Tempos maiores não são capazes de produzir altos valores de módulo de elasticidade na espessura de 4 mm, exceto para grupo de incrementos de 4 mm ativados por 60 segundos.

10 – Referências Bibliográficas¹

1. ANUSAVICE, K.J. Restorative resins. In: _____. Phillips' Science of Dental Materials. 10. Ed. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1996. cap.12, p.273-300.
2. ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent. Mater.*, Washington, v.14, n.1, p.51-6, Jan. 1998.
3. BASSIOUNY, M.A., GRANT, A.A. A visible light – cured composite restorative: clinical open assessment. *Br dent. J.*, London, v.145, n.11, p.327-330, Dec. 1978.
4. BRAEM, M.J. *et al.* In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent. Mater.*, Washington, v.11, n.2, p.137-41, Mar. 1995.
5. BROSH, T. *et al.* Analysis of strength properties of light-cured resin composites. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.3, p.174-9, May. 1999.
6. CHABRIER, F., LLOYD, C.H., SCRIMGEOUR, S.N. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.1, p.33-8, Jan. 1999.
7. CHO, G.C. *et al.* Diametral and compressive strength of dental core materials. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.82, n.3, p.272-6. Sep. 1999.
8. COBB, D.S., VARGAS, M.A., RUNDLE, T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am. J. Dent.*, Washington, v.9, n.5, p.199-202, Oct. 1996.
9. COMBE, E.C. *et al.* Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.3, p.158-65, May. 1999.
10. COOK, W.D. Curing efficiency and ocular hazards of dental photopolymerization sources. *Biomaterials*, Surey, v.7, p.449-454, 1986.

¹ De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. *Abreviaturas de Periódicos: "Word List of Science Periodicals"*.

11. COOK, W.D. Factors affecting the depth of cure of U.V. polymerized composites. *J. Dent. Res.*, Chicago, v. 59, n. 5, p. 800-808, May, 1980.
12. DAVIDSON-KABAN, S.S. *et al.* The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent. Mater.*, Washington, v.13, n.6, p.344-52, Nov. 1997.
13. DE LANGE, C., BAUSCH, J.R., DAVIDSON, C.L. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *J. oral Rehabil.*, Oxford, v.7, n.5, p.369-377, Sept. 1980.
14. DENYER, R., SHAW, D.J. Cure evaluation of visible light composites by Knoop hardness measurement. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.61, n.1, p.271, Jan. 1982. [Abstr. 833].
15. EI HEJAZI, A.A., WATTS, D.C. Creep and visco-elastic recovery of cured and secondary-cured composites and resin-modified glass-ionomers. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.2, p.138-43, Mar. 1999.
16. ELIADES, G.C. *et al.* Degree of double bond conversion in light cured composites. *Dent. Mater.*, Washington, v.3, p.19-25, Jun. 1987.
17. FOWLER, C.S., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K. Efficacy testing of visible light curing units. *Operative Dent.*, Seattle, v.19, n.2, p.47-52, Mar./Apr. 1994.
18. HASEGAWA, T. *et al.* Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. *Oper. Dent.*, Seattle, v.24, n.6, p.323-30, Nov-Dec. 1999.
19. INDRANI, D.J. *et al.* Fracture toughness of water-aged resin composite restorative materials. *Dent. Mater.*, Washington, v.11, n.3, p.201-7, May. 1995.
20. JONES, D.W., RIZKALLA, A.S. Characterization of experimental composite biomaterials. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.33, n.2, p.89-100, summer. 1996.
21. KALLIYANA KRISHNAN, V., YAMUNA, V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical

- properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J. oral Rehabil.*, Oxford, v.25, n.10, p.747-51, Oct. 1998.
22. KILDAL, K.K., RUYTER, I.E. How different curing methods affect mechanical properties of composites for inlays when tested in dry and wet conditions. *Eur. J. Oral Sci.*, v.105, n.4, p.353-61, Aug. 1997.
 23. KILIAN, R.J. Visible light cured composite: dependence of cure on light intensity. *J. dent. Res.*, Chicago, v.58, n. special issues A, p.243, Jan. 1979. [Abstr. 603].
 24. KIRK, E.R. Kruskal-Wallis one-way analysis of variance by ranks – Ryan's procedure. In: _____. *Experimental Design: procedure for behavioral sciences*. 1. Ed. Wadsworth Publishing Co, Inc, 1969. section 13.2, p.493-98.
 25. LEE, S.Y., GREENER, E.H. Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties. *J. Dent.*, Bristol, v.22, n.3, p.175-81, Jun. 1994.
 26. LEUNG, R.L., FAN, P.C., JOHNSTON, W.M. Exposure time and thickness on polymerization of visible light composite. *J. dent. Res.*, Chicago, v.61, n. special issue, p.248, Mar. 1982. [Abstr. 623].
 27. LUTZ, F., PHILLIPS, R.W. A classification and evaluation of composite resin system. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.50, n.4, p.480-488, Oct. 1983.
 28. MATSUMOTO, H. *et al.* Depth of cure of visible light cured resin: clinical simulation. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.55, n.5, p.574-578, May, 1986.
 29. MEREDITH, N. Determination of the elastic modulus of resin based materials as a function of resonance frequency during polymerization. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.2, p.98-104, Mar. 1999.
 30. MIYASAKA, T. Effect of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. *Dent. Mater.*, Washington, v.15, n.2, p.98-110, Dec. 1996.
 31. MIYAZAKI, M. *et al.* Influence of light intensity on shear bond strength to dentine. *Am. J. Dent.*, Washington, v.8, n.5, p.245-248, Oct. 1995.

32. ONOSE, H. *et al.* Selected curing characteristics of light activated composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v.1, n.1, p.48-54, Feb. 1985.
33. OTA, K. *et al.* Effect of light exposure time on depth of curing in various composite resin systems. **Pediatr. Dent.**, Iowa City, v.7, n.1, p.19-22, Mar. 1985.
34. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral. Sci.**, v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.
35. RUEGGEBERG, F.A. *et al.* (A). A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.2, p.159-66, Mar-Apr. 1994.
36. _____. *et al.* (B). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Operative Dent.**, Seattle, v.19, n.1, p.26-32, Jan./Feb. 1994.
37. RUYTER, Y.E., OYSAED, H. Conversion in different depths of ultra-violet and visible light activated composite materials. **Acta Odont. Scand.**, Oslo, v.40, n.3, p.179-192, Sept. 1982.
38. SAMUEL, S.W. *et al.* Avaliação da dureza de dois compósitos restauradores em função da variação da distância da fonte de luz polimerizadora, de uma polimerização adicional e do acabamento. **Revta Fac. Odont.**, Porto Alegre, v.33, n.2, p.35-38, Dez. 1992.
39. SAKAGUCHI, R.L., FERRACANE, J.L. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v.13, n.1, p.21-30. 2001.
40. SHORTALL, A.C., HARRINGTON, E. Effect of light intensity on polymerization of three composite resins. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, v.4, n.2, p.71-6, Jun. 1996.
41. _____. WILSON, H.J., HARRINGTON, E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.22, n.5, p.337-42, May. 1995.

42. SOUZA, S.A. Ensaio Mecânico. In: _____. Ensaio Mecânico de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos. 2. Ed. São Paulo, Editora Edgard Blücher Ltda, 1982. cap. 2, p.6-78, cap.7, p.163-71.
43. SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., RHODES, B. Visible light activated resins depth of cure. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.106, n.5, p.634-637, May, 1983.
44. UNTERBRINK, G.L., MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J. Dent.*, Bristol, v.23, n.3, p.183-9, Jun. 1995.
45. VARGAS, M.A., COBB, D.S., SCHMIT, J.L. Polymerization of composite resins: argon laser vs. conventional light. *Oper. Dent.*, Seattle, v.23, n.2, p.87-93 Mar-Apr. 1998.
46. WATT, D.C. Elastic moduli and visco-elastic relaxation. *J. Dent.*, Bristol, v.22, n.3, p.154-8, Jun. 1994.
47. WILLEMS, G. *et al.* Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.*, Berlin, v.24, n.9, p.641-58, Sep. 1993.
48. _____. *et al.* A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent. Mater.*, Washington, v.8, n.3, p.10-9, Sep. 1992.
49. YAP, A.U. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper. Dent.*, Seattle, v.25, n.1, p.13-20, Jan-Feb. 2000.
50. YANAGAWA, T., FINGER, W.J. Relationship between degree of polymerization of composite and bond strength to Gluma treated dentin. *Am. J. Dent.*, Washington, v.7, n.3, p.157-160, Jun. 1994.
51. YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int. dent. J.*, Bristol, v.35, n.3, p.218-225, Sept. 1985.
52. ZHAO, D., BOTSIS, J., DRUMMOND, J.L. Fracture studies of selected dental restorative composites. *Dent. Mater.* Washington, v.13, n.3, p.198-207, May. 1997.

11 - Apêndice

Tabela 5 – Dados originais e medidas de tendência central (média e desvio padrão) do Módulo de Elasticidade dos fatores de variação espessura da camada e tempo de exposição.

Espessura	Tempo			
	10	20	40	60
1	3898,254	4036,721	4219,781	4120,377
	3692,066	4037,551	3931,948	4153,289
	3891,548	4114,388	3993,409	4205,335
	3696,264	3787,377	4420,621	4159,588
	3709,375	4184,454	3907,304	4287,834
	3577,226	3609,278	3740,256	3725,291
	3653,849	3872,232	3753,510	3647,904
	3569,262	3429,361	3798,861	3667,572
	3625,757	3313,574	3852,678	4077,763
	3986,771	4083,330	4276,562	3944,779
	3560,860	3924,692	3977,248	3961,978
	3184,992	3530,399	3637,680	3646,097
	Média	3670,5187	3826,9464	3959,1548
Desvio Padrão	207,2260	291,4919	236,8616	237,5484
2	3602,635	3950,147	3946,832	4258,250
	2831,557	3670,884	3713,010	3987,699
	3581,148	3679,506	3846,084	3950,064
	3388,792	4113,790	4050,958	4162,314
	3481,130	3653,030	3956,583	4021,798
	3289,294	3186,333	3772,807	3863,624
	3279,527	3715,029	3808,835	3169,937
	3076,746	3685,605	3342,805	3863,910
	3049,611	3557,735	3332,915	3454,276
	3762,826	3838,284	4165,173	4105,259
	3686,890	3719,136	4048,556	3990,152
	3031,068	3408,589	3637,414	3799,647
	Média	3338,4353	3681,5057	3801,8310
Desvio Padrão	295,7768	237,8121	264,2807	303,6602
4	1572,510	2748,118	2665,360	3462,760
	1789,144	2379,693	2988,664	3220,612
	2000,126	3026,903	3273,725	3573,972
	1874,246	2780,727	3245,097	3563,814
	1769,191	2629,982	3140,953	3473,305
	1713,607	2361,611	3320,948	3313,425
	1222,977	2517,612	3141,742	2648,112
	1655,087	2434,424	3428,324	3038,419
	1752,161	2287,650	3001,237	3576,530
	2208,161	2878,119	3367,314	3699,243
	1763,406	2566,377	2945,524	3184,646
	1773,817	2120,973	2624,639	2679,309
	Média	1757,8694	2561,0158	3095,2939
Desvio Padrão	235,3739	263,6435	259,9565	348,1359

Tabela 6 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para espessura 1 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	10,145
Valor do c^2 para 3 graus de liberdade	10,14
Probabilidade de Ho para esse valor	1,74%

Tabela 7 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, para espessura 1 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-10 X 1-20	9,0000	10,5497	14,0983	18,4797	ns
1-10 X 1-40	15,1667	10,5497	14,0983	18,4797	1%
1-10 X 1-60	16,1667	10,5497	14,0983	18,4797	1%
1-20 X 1-40	6,1667	10,5497	14,0983	18,4797	ns
1-20 X 1-60	7,1667	10,5497	14,0983	18,4797	ns
1-40 X 1-60	1,0000	10,5497	14,0983	18,4797	ns

Tabela 8 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para espessura 2 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	18,276
Valor do c^2 para 3 graus de liberdade	18,28
Probabilidade de Ho para esse valor	0,04%

Tabela 9 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, para espessura 2 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
2-10 X 2-20	12,1667	9,3134	12,4462	16,3142	5%
2-10 X 2-40	18,5833	9,3134	12,4462	16,3142	0,10%
2-10 X 2-60	22,9167	9,3134	12,4462	16,3142	0,10%
2-20 X 2-40	6,4167	9,3134	12,4462	16,3142	ns
2-20 X 2-60	10,7500	9,3134	12,4462	16,3142	5%
2-40 X 2-60	4,3333	9,3134	12,4462	16,3142	ns

Tabela 10 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para espessura 4 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	37,043
Valor do c^2 para 3 graus de liberdade	37,04
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%

Tabela 11 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, para espessura 4 mm em todos os tempos (10, 20, 40 e 60 segundos)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
4-10 X 4-20	13,5000	5,4836	7,3281	9,6055	0,10%
4-10 X 4-40	26,3333	5,4836	7,3281	9,6055	0,10%
4-10 X 4-60	31,8333	5,4836	7,3281	9,6055	0,10%
4-20 X 4-40	12,8333	5,4836	7,3281	9,6055	0,10%
4-20 X 4-60	18,3333	5,4836	7,3281	9,6055	0,10%
4-40 X 4-60	5,5000	5,4836	7,3281	9,6055	5%

Tabela 12 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para tempo 10 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	26,392
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	26,39
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%

Tabela 13 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, tempo 10 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-10 X 2-10	7,5000	4,4719	6,0108	7,9468	1%
1-10 X 4-10	21,7500	4,4719	6,0108	7,9468	0,1%
2-10 X 4-10	14,2500	4,4719	6,0108	7,9468	0,1%

Tabela 14 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para tempo 20 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	24,0781
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	24,08
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%

Tabela 15 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, tempo 20 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-20 X 2-20	3,6667	5,0372	6,7706	6,7706	ns
1-20 X 4-20	19,8333	5,0372	6,7706	6,7706	0,10%
2-20 X 4-20	16,1667	5,0372	6,7706	6,7706	0,10%

Tabela 16 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para tempo 40 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	22,7342
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	22,73
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%

Tabela 17 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, tempo 40 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-40 X 2-40	3,5000	5,3381	7,1750	9,4860	ns
1-40 X 4-40	19,2500	5,3381	7,1750	9,4860	0,10%
2-40 X 4-40	15,7500	5,3381	7,1750	9,4860	0,10%

Tabela 18 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para tempo 60 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	18,216
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	18,22
Probabilidade de Ho para esse valor	0,01%

Tabela 19 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, tempo 60 segundos em todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-60 X 2-60	2,5000	6,2444	8,3931	11,0964	ns
1-60 X 4-60	17,0000	6,2444	8,3931	11,0964	0,10%
2-60 X 4-60	14,5000	6,2444	8,3931	11,0964	0,10%

Tabela 20 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis para todos os tempos (10, 20, 40 e 60) e todas as espessuras (1, 2 e 4 mm)

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado	104,957
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	104,96
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%

Tabela 21 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, para todos os tempos (10, 20, 40 e 60) e todas as espessuras (1, 2 e 4 mm) {Continua...}

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
1-10 X 1-20	18,0000	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-10 X 1-40	30,3333	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-10 X 1-60	31,7500	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-10 X 2-10	27,1667	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-10 X 2-20	2,2500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-10 X 2-40	16,5000	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-10 X 2-60	25,4167	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-10 X 4-10	75,5000	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-10 X 4-20	61,8333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-10 X 4-40	44,0833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-10 X 4-60	30,6667	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-20 X 1-40	12,3333	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-20 X 1-60	13,7500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-20 X 2-10	45,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-20 X 2-20	15,7500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-20 X 2-40	1,5000	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-20 X 2-60	7,4167	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-20 X 4-10	63,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-20 X 4-20	79,8333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-20 X 4-40	36,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-20 X 4-60	48,6667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-40 X 1-60	1,4167	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-40 X 2-10	57,5000	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-40 X 2-20	28,0833	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-40 X 2-40	13,8333	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-40 X 2-60	4,9167	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-40 X 4-10	105,8333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-40 X 4-20	92,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-40 X 4-40	74,4167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-40 X 4-60	61,0000	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-60 X 2-10	58,9167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-60 X 2-20	29,5000	18,0848	23,8909	30,7682	1%
1-60 X 2-40	15,2500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-60 X 2-60	6,3333	18,0848	23,8909	30,7682	ns
1-60 X 4-10	107,2500	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-60 X 4-20	93,5833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-60 X 4-40	44,7500	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
1-60 X 4-60	62,4167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%

Tabela 21 – Comparação entre as médias, pelo teste de Ryan, para todos os tempos (10, 20, 40 e 60) e todas as espessuras (1, 2 e 4 mm) {...Continuação}

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (a)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
2-10 X 2-20	29,4167	18,0848	23,8909	30,7682	1%
2-10 X 2-40	43,6667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-10 X 2-60	52,5833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-10 X 4-10	48,3333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-10 X 4-20	34,6667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-10 X 4-40	16,9167	18,0848	23,8909	30,7682	ns
2-10 X 4-60	3,5000	18,0848	23,8909	30,7682	ns
2-20 X 2-40	14,2500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
2-20 X 2-60	23,1667	18,0848	23,8909	30,7682	5%
2-20 X 4-10	77,7500	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-20 X 4-20	64,0833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-20 X 4-40	46,3333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-20 X 4-60	32,9167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-40 X 2-60	8,9167	18,0848	23,8909	30,7682	ns
2-40 X 4-10	92,0000	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-40 X 4-20	17,7500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
2-40 X 4-40	60,5833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-40 X 4-60	47,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-60 X 4-10	100,9167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-60 X 4-20	87,2500	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-60 X 4-40	69,5000	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
2-60 X 4-60	56,0833	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
4-10 X 4-20	13,6667	18,0848	23,8909	30,7682	ns
4-10 X 4-40	31,4167	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
4-10 X 4-60	44,8333	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
4-20 X 4-40	17,7500	18,0848	23,8909	30,7682	ns
4-20 X 4-60	31,1667	18,0848	23,8909	30,7682	0,10%
4-40 X 4-60	13,4167	18,0848	23,8909	30,7682	ns