



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



1290004921

TCC/UNICAMP
G945d
FOP

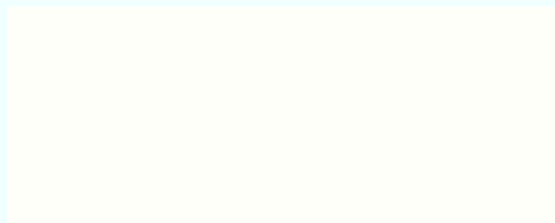
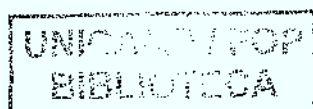
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Alex Claro Guilger

Orientador(a): Profa. Dra. Roberta Caroline Bruschi Alonso

Ano de Conclusão do Curso: 2009



1290004921

Alex Claro Guilger

“Degradação termo-mecânica de restaurações confeccionadas com compósitos com diferentes concentrações de canforoquinona - Avaliação da adaptação marginal e interna”

Monografia apresentada ao Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, para obtenção do Diploma de Cirurgião-dentista.

Orientadora: Profa. Dra. Roberta Caroline Bruschi Alonso

PIRACICABA

2009

Origem - FOP/UNICAMP
TCC/UNICAMP
G945d
Vol. Ex.
Título 4921
CIP CIP
Proc. 16P-134/10
Preço R\$ 11,00
Data 12/08/10
Reg. 768097

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

G945d Guilger, Alex Claro.
Degradação termo-mecânica de restaurações confeccionadas com compósitos com diferentes concentrações de canforoquinona: avaliação da adaptação marginal e interna. / Alex Claro Guilger. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.
22f.

Orientador: Roberta Caroline Bruschi Alonso.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Odontologia. 2. Resinas. I. Alonso, Roberta Caroline Bruschi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Dedico este trabalho aos meus pais, meu primo Marcio Gorba, aos meus amigos da Republica Acapulco.

AGRADECIMENTOS

A Profa. Dra. Roberta Caroline Bruschi Alonso

A Agencia de fomento Fapesp

A meus amigos da Republica Acapulco

A aluna de mestrado Giovanna Araujo

SUMARIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	1
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	2
RESUMO	4
INTRODUÇÃO	5
DESENVOLVIMENTO	8
CONCLUSÕES	15
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	19

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

p.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Dentes bovinos selecionados9

Figura 2: Secção da raiz e desgaste vestibular.....9

Figura 3: . Máquina padronizadora de preparos cavitários9

Figura 4: Preparo cavitário.....9

Figura 5. Máquina de ciclagem térmica.....10

Figura 6. Máquina de ciclagem mecânica.....10

Figura 7. Dispositivo para moldagem com polivinilsiloxano.....10

Figura 8. Resina epóxica.....10

Figura 9. Molde vazado em resina epóxica para obtenção da réplica.....10

Figura 10. Réplicas metalizadas das amostras para avaliação em Microscopia
Eletrônica de Varredura.....10

Figura 11. Microscópio Eletrônico de Varredura.....11

Figura 12. Fotomicrografia da restauração para avaliação de fendas superficiais
(aumento 25X)11

Figura 13. Mensuração das fendas superficiais (aumento 25X).....11

Figura 14. Mensuração da margem total para calculo da porcentagem de fendas
(aumento 25X)11

Figura 15. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (50X).....	11
Figura 16. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (100X). Fenda marginal pode ser observada.....	11
Figura 17. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (200X). Margem considerada sem fenda, com perfeita transição e entre restauração e estrutura dental.....	11
Figura 18. Fotomicrografia da restauração para avaliação de fendas internas (aumento 30X).....	12
Figura 19. Mensuração das fendas internas (aumento 30X).....	12
Figura 20. Mensuração da margem total para calculo da porcentagem de fendas internas (aumento 30X).....	12

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Descrição dos protocolos de degradação	9
Tabela 2 – Médias de formação de fendas superficiais (desvio padrão)	13
Tabela 3. Médias de formação de fendas internas (desvio padrão).....	14

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RESUMO

O objetivo deste estudo ^{foi} avaliar a degradação interfacial provocada pela ciclagem térmica, mecânica ou pela associação destas, em restaurações confeccionadas com compósitos experimentais com diferentes concentrações de fotoiniciadores e fotoativadas com métodos modulados, através da análise da formação de fendas marginais e internas em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). ^{serão} Serão preparados três diferentes tipos de compósitos a base de BisGMA/TEGDMA e partículas de carga de Bário Alumínio Silicato e sílica coloidal (65% em peso) com diferentes concentrações de amina/canforoquinona (C1-0,5%, C2-1%, C3-1,5%). Para avaliação da adaptação marginal e interna, 480 incisivos bovinos ^{serão} serão selecionados e desgastados até expor uma área plana em esmalte, onde uma cavidade (3 mm x 3 mm x 2 mm de profundidade) ^{será} será confeccionada. Os dentes ^{serão} serão distribuídos em 48 grupos (n=10), segundo o compósito restaurador (C1, C2, C3), o método de fotoativação (Alta Intensidade: AI – 750 mW/cm² durante 40 s; Baixa Intensidade: BI – 150 mW/cm² durante 200 s; Soft Start: SS – 150 mW/cm² durante 10s + 750 mW/cm² durante 38 s e Pulse Delay: PD – 150 mW/cm² durante 10 s + 3 minutos sem exposição + 750 mW/cm² durante 38 s) e o tipo de degradação a ser submetido (Controle: nenhuma ciclagem; Ciclagem térmica: 10.000 ciclos: banhos de 30s a 5°C e 55°C; Ciclagem mecânica: 100.000 ciclos mecânicos, com frequência de 2Hz e carga de 60N; Ciclagem termo-mecânica). Após os procedimentos de restauração, polimento e degradação, uma réplica de cada restauração ^{será} será obtida em resina epóxica. Em seguida, para avaliação da adaptação interna, as amostras ^{serão} serão seccionadas e réplicas da secção longitudinal ^{serão} serão obtidas. Todas as réplicas ^{serão} serão observadas em MEV para determinar a porcentagem de fenda ao longo da margem cavitária ou interface de união. Os dados ^{serão} serão submetidos a análise de variância e teste de Tukey, com 5% de significância.

INTRODUÇÃO

Os compósitos odontológicos são atualmente o material de escolha para a restauração de dentes anteriores e posteriores. Entretanto, apesar da grande popularidade deste material, ainda restam dúvidas a respeito da durabilidade destas restaurações, uma vez que desde o momento em que o compósito é inserido na cavidade e polimerizado, a integridade da interface de união é desafiada. Isto porque os compósitos odontológicos apresentam taxa de contração de polimerização, que pode variar entre 2,7% e 5,6% segundo Feilzer, de Gee & Davidson (1988).

Assim, quando os compósitos polimerizam *in situ*, na cavidade dentária e, portanto, em condição restrita, ocorre o desenvolvimento de tensões na interface dente-restauração (Feilzer *et al.*, 1987). Se tais tensões forem superiores à resistência da união imposta pelo sistema adesivo, inevitavelmente formar-se-ão fendas, que representarão locais propícios para a instalação e proliferação bacteriana. Em condições específicas, a colonização bacteriana desses locais pode resultar em manchamento da interface, sensibilidade, cárie recorrente e inflamação pulpar, culminando no fracasso da restauração (Cox, 1994). Dessa maneira, considera-se que o primeiro desafio ao qual a integridade interfacial das restaurações em compósito é submetida é a contração de polimerização.

Todavia, apesar da contração de polimerização ser a causa, as tensões por ela geradas são consideradas o mecanismo responsável pelos problemas de união na prática clínica (Davidson & Feilzer, 1997). Dessa maneira, uma vez que a contração de polimerização é uma característica inerente de cada compósito e função direta do seu grau de conversão (Asmussen, 1975), a tensão de contração incidente na interface dente-compósito deve ser encarada como fator a ser reduzido para a manutenção de uma boa integridade marginal das restaurações.

Dessa maneira, vários métodos para reduzir as tensões de contração e, por consequência, melhorar a qualidade de adaptação das restaurações de compósito foram sugeridos, entre eles estão: a redução do volume de compósito aplicado e redução do fator de configuração cavitária de cada incremento (Feilzer *et al.*, 1987; Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1990); o aumento da capacidade de escoamento e flexibilidade dos materiais restauradores (Feilzer *et al.*, 1990; Unterbrink & Muessner, 1995); a inserção criteriosa do compósito na cavidade através da técnica incremental (Lutz *et al.*, 1991); a utilização de materiais com baixo módulo de

elasticidade como forradores resilientes (Kemp-Scholte & Davidson, 1990; Sakaguchi & Berge, 1998; Unterbrink & Liebenberg, 1999); a alteração na formulação dos compósitos (Watts & Hindi, 1999; Peutzfeldt, 1997); além do uso de técnicas alternativas para a fotoativação de compósitos (Koran & Kürschner, 1998; Ernst *et al.*, 2000; Bouschlicher *et al.*, 2000).

A formulação do compósito é um fator determinante na sua taxa de polimerização quando da fotoativação. O tipo e quantidade de monômeros e o sistema de iniciação (fotoativador/co-iniciador) determinam o grau de conversão (Park *et al.*, 1999). As características químicas e a concentração do sistema de fotoiniciação determinam, pela formação de radicais livres, a velocidade de reação e a taxa de desenvolvimento da tensão de contração (Rueggeberg *et al.*, 1997; Neumann *et al.*, 2006). Neste sentido, menor concentração de fotoiniciadores poderia retardar o desenvolvimento ou mesmo reduzir a tensão de contração (Venhoven *et al.*, 1996), isso favoreceria a manutenção da integridade interfacial das restaurações. Em contrapartida, isso poderia dificultar o processo de polimerização reduzindo o grau de conversão e as propriedades mecânicas do material, o que poderia culminar na redução da durabilidade das restaurações.

As tensões de origem térmica provêm das alterações de temperatura decorrentes da ingestão de alimentos, ora frios, ora quentes. Esta oscilação térmica provoca dilatação/contração tanto dos materiais restauradores quanto da estrutura dentária, e como existe diferença entre os coeficientes de expansão térmica destas estruturas, os compósitos podem dilatar/contrair mais que a estrutura dentária quando do aumento/redução da temperatura (Garle & Darvell, 1999). Este fato pode desencadear a formação ou aumentar as fendas já existentes.

Adicionalmente, as tensões mecânicas advindas da carga mastigatória também podem interferir na interface de união dente/restauração. Já em 1970, Jørgensen introduziu o termo "percolação mecânica" para indicar que fatores mecânicos podem produzir tensões assimétricas nas restaurações, acarretando em perda de resistência de união. Além disso, Qvist (1983) concluiu que tensões funcionais têm influência na qualidade das restaurações, uma vez que as restaurações submetidas às tensões mastigatórias do dente antagonista apresentaram maior incidência de infiltração marginal que as restaurações não sujeitas às tensões funcionais.

Nesse sentido, os resultados obtidos por Nikaido *et al.* (2002) sugerem que a fadiga mecânica pode acelerar a degradação do substrato adjacente à camada híbrida. A fadiga por tensão mecânica na cavidade oral tende a enfraquecer a união do compósito restaurador à dentina, especialmente nas áreas mais profundas onde a resistência de união é menor. Além disso, deformações na restauração podem ocorrer devido à ciclagem mecânica, o que pode culminar na criação de microseparações na interface adesiva ou na deformação plástica dessa interface (dependendo de seu módulo de elasticidade).

Assim, deve-se considerar que se a integridade marginal durante e imediatamente após o procedimento restaurador puder ser estabelecida com a utilização dos métodos de fotoativação modulados, a formação de fendas ainda poderá ocorrer quando a restauração estiver em função na cavidade oral, devido à deterioração química, às tensões mecânicas e/ou térmicas. De acordo com a literatura pertinente, observa-se a necessidade de pesquisas com o propósito entender os processos de polimerização dos compósitos e de degradação na cavidade oral das restaurações que empregam tais técnicas, com o propósito de melhorar a qualidade e aumentar a longevidade destas restaurações na cavidade oral.

O objetivo deste estudo foi determinar as características interfaciais e os efeitos da degradação termo-mecânica em restaurações confeccionados com compósitos experimentais com diferentes concentrações de fotoiniciador (0,5%, 1,0% e 1,5% de canforoquinona/amina, na proporção 1:1), através da análise da formação de fendas em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

DESENVOLVIMENTO

Formulação dos compósitos experimentais: Para o preparo da matriz orgânica dos 3 compósitos experimentais foram utilizados os monômeros dimetacrilatos BisGMA 65% em peso, e TEGDMA 35% em peso. À matriz orgânica, foram adicionadas partículas de carga de Bário Alumínio Silicato – BaAlSi com tamanho médio de 0,5 μm , silanizadas com γ -metacriloxipropil trimetoxissilano e sílica coloidal - SiO_2 com tamanho médio de 0,04 μm na proporção de 65% em peso do compósito. Considerando este conteúdo de carga, 80% são partículas de BaAlSi e 20% de SiO_2 . No sistema de fotoiniciação foram utilizados o fotoiniciador canforoquinona (CQ) e a amina 2-dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA), como co-iniciador na proporção de 1:1, nas seguintes concentrações 0,5% (C1), 1,0% (C2) e 1,5% (C3). Além disso, foi adicionado à mistura o inibidor BHT (Hidroxi butil tolueno) na concentração de 0,1% para prevenir a polimerização espontânea dos dimetacrilatos. Esta formulação foi selecionada com base nos estudos de Park *et al.* (1999), Moin Jan *et al.* (2001) e Atai & Watts (2006).

Adaptação marginal e interna: Para avaliação da adaptação marginal e interna foram selecionados 120 incisivos bovinos recém-extraídos (Figura 1), os quais tiveram a raiz seccionada e a superfície vestibular desgastada de modo a expor uma área plana em esmalte com pelo menos 6 mm de diâmetro (Figura 2), onde uma cavidade com dimensões de 3 mm de largura por 3 mm de comprimento e 2 mm de profundidade foi confeccionada, com auxílio de uma máquina padronizadora de preparos (Figuras 3 e 4). Nesta condição, o volume da cavidade é 18 mm^3 e o Fator C é 3,6.

Após o preparo das cavidades, as amostras foram aleatoriamente distribuídas em 3 grupos de acordo com o compósito experimental a ser utilizado (C1, C2 ou C3). O sistema de união Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, EUA) foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante e todas as cavidades foram restauradas em incremento único. A fotoativação dos compósitos foi realizada com intensidade de 700 mW/cm^2 durante 40 s, de modo que a dose de energia foi 28 J/cm^2 para todos os grupos. O aparelho de fotoativação empregado foi XL 2500 (3M/ESPE). Após o procedimento restaurador, as amostras foram armazenadas por 24 h a 37°C em 100% de umidade relativa e, em seguida, submetidas aos procedimentos de

acabamento e polimento utilizando sistema SofLex (3M ESPE, St Paul, EUA). Neste momento, os espécimes de cada grupo foram distribuídos em 4 subgrupos (n=10) segundo o protocolo de degradação a ser empregado (Tabela 1).



Figura 1. Dentes bovinos selecionados.

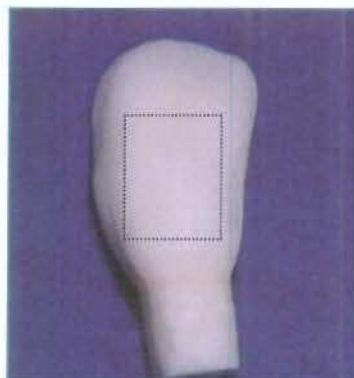


Figura 2. Secção da raiz e desgaste vestibular.

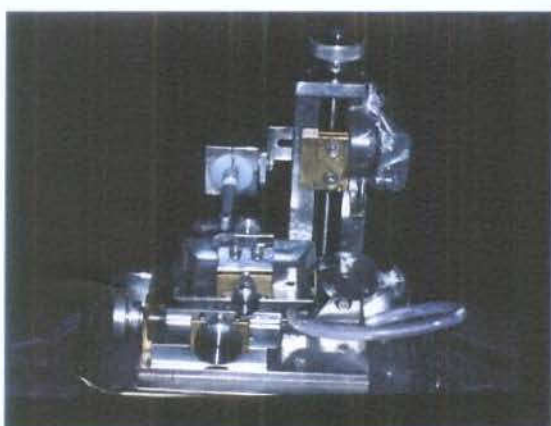


Figura 3. Máquina padronizadora de preparos cavitários.



Figura 4. Preparo cavitário.

Tabela 1. Descrição dos protocolos de degradação.

Degradação	Protocolo
(1) Controle	Os espécimes não foram submetidos a nenhum tipo de ciclagem
(2) Térmica	10.000 ciclos: banhos de 30s a 5°C, 37°C e 55°C (Gale & Darvell, 1999)
(3) Mecânica	100.000 ciclos mecânicos realizados em ambiente úmido, com frequência de 4Hz e carga de 60N (Bedran-de Castro <i>et al.</i> ,2004; Alonso <i>et al.</i> ,2005)
(4) Térmica e mecânica	Degradação (2) + (3)

Os protocolos de degradação foram realizados em máquina de ciclagem térmica MSCT-3 (Figura 5) e máquina de ciclagem mecânica Erios (Figura 6).



Figura 5. Máquina de ciclagem térmica.



Figura 6. Máquina de ciclagem mecânica.

Para avaliação da adaptação marginal foi realizada moldagem das restaurações com polivinilsiloxano (Aquasil, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) (Figura 7), as quais foram vazadas com resina epóxica (Buehler, Lake Buff, IL, EUA) (Figuras 8 e 9). Em seguida, as réplicas foram metalizadas (Balzers-SCD 050 Sputter Coater, Liechtenstein) (Figura 10) e observadas em MEV (JEOL, JSM-5600LV, Scanning Electron Microscope, Japão) (Figura 11) para avaliação das margens e mensuração das fendas formadas.



Figura 7. Dispositivo para moldagem com polivinilsiloxano.



Figura 8. Resina epóxica.



Figura 9. Molde vazado em resina epóxica para obtenção da réplica.

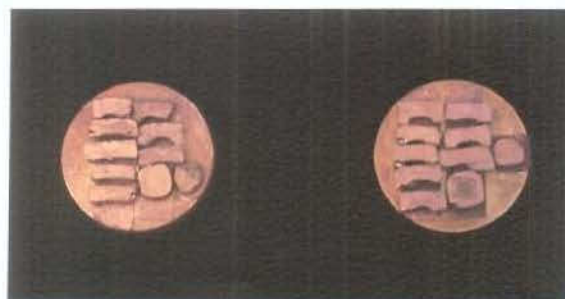


Figura 10. Réplicas metalizadas das amostras para avaliação em Microscopia Eletrônica de Varredura.



Figura 11. Microscópio Eletrônico de Varredura.



As amostras foram inicialmente visualizadas com 25X de aumento, em seguida as margens foram observadas com aumentos de até 200X para elucidar possíveis dúvidas na qualidade da margem. Em seguida, a mensuração das fendas foi feita diretamente no monitor do microscópio, utilizando a ferramenta *Multi point measuring device*, com aumento de 25X, observando-se o perímetro total das cavidades. (Figuras 12, 13, 14, 15, 16, 17). Regiões da margem cavitária em que se observava uma transição contínua e sem fendas entre a restauração e a estrutura dentária foram classificadas como margem perfeita, enquanto regiões que apresentavam perda de adesão interfacial, com ausência de continuidade entre a restauração e a estrutura dentária foram classificadas como fenda marginal e mensuradas. Adicionalmente, o comprimento total da margem cavitária foi mesurado para determinação da porcentagem de fendas.

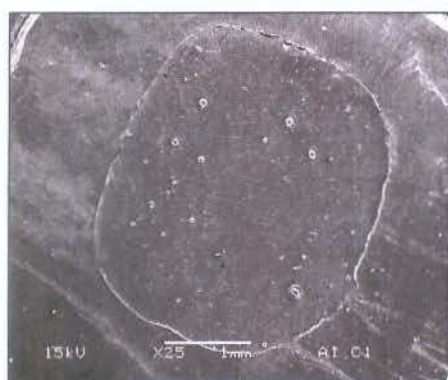


Figura 12. Fotomicrografia da restauração para avaliação de fendas superficiais (aumento 25X)

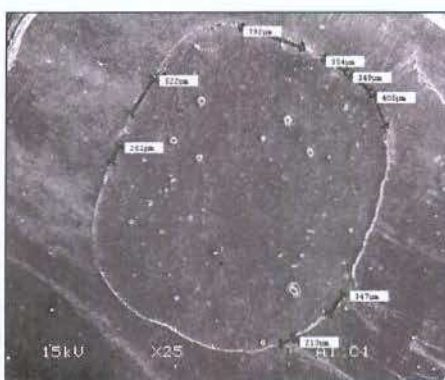


Figura 13. Mensuração das fendas superficiais (aumento 25X)

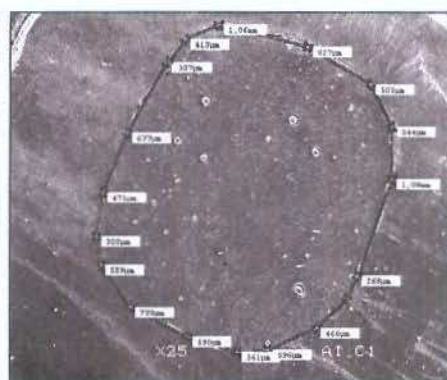


Figura 14. Mensuração da margem total para cálculo da porcentagem de fendas (aumento 25X)



Figura 15. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (50X). A seta indica

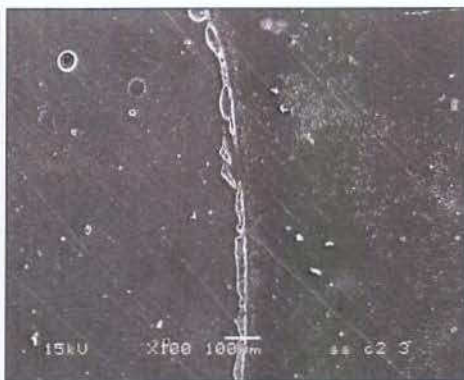


Figura 16. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (100X). Fenda marginal pode ser observada.

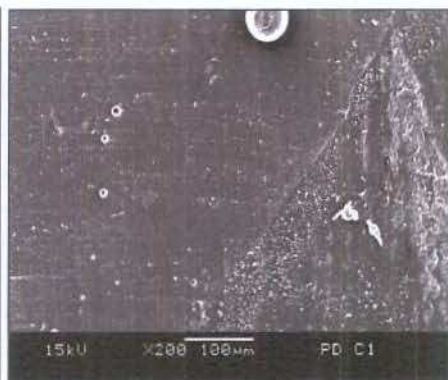


Figura 17. Exemplo de observação em maior aumento para qualificação da margem (200X). Margem considerada sem fenda, com perfeita transição e entre restauração e estrutura dental.

Para a avaliação da adaptação interna, as cavidades foram seccionadas em 3 fatias, as quais foram lateralmente moldadas com polivinilsiloxano (Aquasil, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) e vazadas com resina epóxica (Buehler, Lake Buff, IL, USA). Em seguida, as réplicas foram metalizadas e avaliadas em MEV, da mesma maneira descrita para a avaliação da adaptação marginal (Figuras 18, 19, 20) .

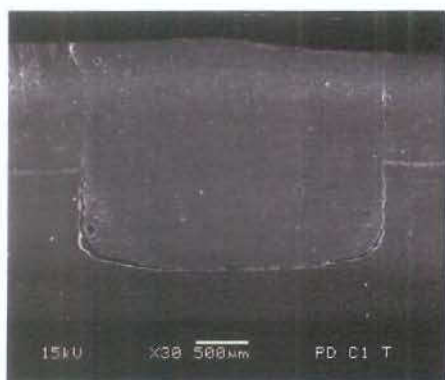


Figura 18. Fotomicrografia da restauração para avaliação de fendas internas (aumento 30X).

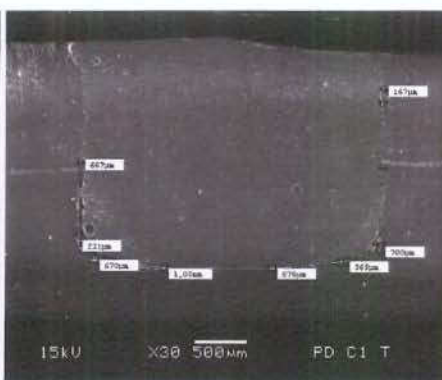


Figura 19. Mensuração das fendas internas (aumento 30X).

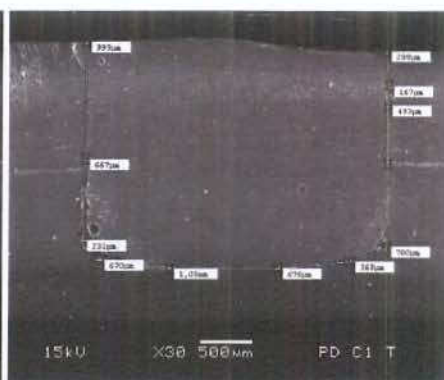


Figura 20. Mensuração da margem total para calculo da porcentagem de fendas internas (aumento 30X)

Em ambos os casos, a formação de fendas (marginais e internas) foi calculada e expressa em porcentagem do perímetro de cada cavidade, através da equação:

$$(1) \% \text{ fendas} = \frac{\text{Soma das Fendas mensuradas } (\mu\text{m}) \times 100}{\text{Margem total mensurada } (\mu\text{m})}$$

Análise estatística: Os dados obtidos de adaptação marginal e interna, expressos em porcentagem de fenda, não apresentaram homogeneidade de variância e, por esta razão, foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal Wallis e as médias comparadas pelo teste de Dunn, com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Os resultados obtidos no presente estudo podem ser visualizados nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2. Médias de formação de fendas superficiais (desvio padrão).

Grupos	C1	C2	C3
Controle	09,3 (15,57) Aa	00,0 (00,00) Aa	00,0 (00,00) Aa
Ciclagem termica	46,0 (24,70) Bb	08,5 (14,36) Aa	00,0 (00,00) Aa
Ciclagem mecânica	64,8 (29,61) Bb	62,9 (35,10) Bb	00,0 (00,00) Aa
Ciclagem termo-mecânica	42,9 (41,71) Bb	50,1 (31,10) Bb	10,0 (31,62) Aa

Médias seguidas de letras diferentes, maiúsculas em coluna e minúsculas em linha, diferem estatisticamente.

Na tabela 2 pode-se observar que não há diferença no que se refere à qualidade marginal quando os compósitos C1, C2 e C3 são comparados na situação controle, ou seja quando nenhum tipo de degradação é realizado. Entretanto, pode-se constatar um efeito significativo da degradação para C1, grupo no qual as ciclagens térmica, mecânica e termo-mecânico acarretam em aumento significativo das fendas superficiais. Para C2, apenas as ciclagens mecânica e termo-mecânica acarretam em aumento significativo das fendas superficiais. Enquanto para C3, todos os protocolos de degradação não exercem influência, visto que nenhum dos grupos submetidos à ciclagem apresentou diferença significativa do grupo controle. Neste sentido, observa-se que após degradação, C3 apresenta qualidade marginal significativamente superior a C1 em todas as condições de degradação e a C2 após degradação mecânica e termo mecânica.

Tabela 3. Médias de formação de fendas internas (desvio padrão).

Grupos	C1	C2	C3
Controle	04,8 (05,63) AA	04,0 (12,68) Aa	07,8 (22,29) Aa
Ciclagem termica	06,3 (06,28) AA	03,7 (07,17) Aa	15,3 (17,57) Aa
Ciclagem mecânica	11,1 (10,24) AA	13,7 (10,46) Aa	12,4 (11,64) Aa
Ciclagem termo- mecânica	05,8 (09,71) Aa	00,5 (01,52) Aa	08,8 (12,20) Aa

Médias seguidas de letras diferentes, maiúsculas em coluna e minúsculas em linha, diferem estatisticamente.

Na Tabela 3 pode-se observar que não há diferença entre os grupos, independente do tipo de compósito e do protocolo de degradação no que se refere a formação de fendas internas.

CONCLUSÕES

A concentração de fotoiniciadores é um parâmetro primordial para fundamentar as características de polimerização de um compósito e, por consequência, sua união com o substrato dental. Em geral, a concentração de fotoiniciadores e agentes redutores nos compósitos odontológicos é fixada pelos fabricantes para cada produto comercial. Esta concentração varia de produto para produto e seus efeitos nas características de polimerização do compósito e nas restaurações dentais ainda não foram completamente elucidados.

Neste estudo, observou-se que a variação na concentração dos fotoiniciadores no materiais restauradores afetou significativamente a capacidade das restaurações em resistir a tensões térmicas e mecânicas. A concentração de fotoiniciadores em um compósito deve ser suficiente para garantir polimerização adequada e determinar esta concentração para cada formulação de compósito é de grande importância para a prática clínica. Considerando as características estéticas, a concentração de fotoiniciadores deveria ser a mais baixa possível, devido ao amarelamento causado pela CQ, que pode dificultar a adaptação da cor do compósito a dos dentes naturais e à tendência de descoloração interna causada pela amina (Moin Jan *et al.*, 2001; Park, Chae & Rawls, 1999). Adicionalmente, uma concentração excessiva de iniciadores induziria a rápida geração de radicais livres numa quantidade muito alta e, como resultado, muitos monômeros poderiam perder sua habilidade de reagir devido à rápida formação da rede polimérica, composta por polímeros com peso molecular relativamente menor. A maioria dos radicais livres criados nesta condição rápida poderia desaparecer sem ser usado na polimerização devido ao seu curto período de vida.

A variação de concentração dos fotoiniciadores tem grande influencia em nas características de polimerização dos compósitos resinosos (Alonso *et al*, 2008). A presença de maior quantidade de fotoiniciadores permite a geração de maior quantidade de radicais livre, o que gera aumento no grau de conversão. Em um estudo, utilizando as mesmas formulações dos compósitos do presente estudo, Alonso et al (2008), observou aumento significativo do grau de conversão quando C3 (1,5% de fotoiniciadores) foi comparado a C1 (0,5% de fotoiniciadores). Observou-se ainda um tendência para o aumento do grau de conversão quanto

maior a concentração de fotoiniciadores, ou seja, valores menores para C1, valores intermediários para C2 e valores maiores para C3. Entretanto, apesar das diferenças na estrutura polimérica e grau de conversão, não foi observada diferença significativa no que se refere a formação de fendas marginais e internas quando os compósitos C1, C2 e C3 foram comparados na situação controle, em que nenhum protocolo de degradação foi empregado. De modo que pode-se supor que as alterações na estrutura polimérica decorrentes da alteração na concentração de fotoiniciadores não foram suficientes para refletir na formação de fendas inicial. Entretanto, estas alterações influenciaram a capacidade destes materiais em resistir às tensões térmica e mecânicas. De modo que, em concordância às conclusões de Alonso *et al.*, os resultados do presente estudo também apontam para a concentração de 1,5% de fotoiniciadores como a mais favorável, uma vez que apenas os grupos restaurados com C3, não sofreram degradação marginal significativa quando expostos aos desafios térmicos e/ou mecânicos.

Tensões mecânicas e/ou térmicas geram deformações na restauração que podem, resultar em fendas. De acordo com Abdalla & Davidson (1996), a ciclagem mecânica pode afetar negativamente a interface adesiva de restaurações classe I. Porém, de acordo com os resultados do presente estudo, o efeito da ciclagem mecânica depende do material empregado. Restaurações confeccionadas com o compósito C1 foram significativamente afetadas pela ciclagem térmica, mecânica e termo-mecânica.

O efeito adverso da ciclagem térmica sobre as restaurações advém da diferença entre os coeficientes de expansão térmica da estrutura dental e do compósito resinoso. Quando submetidos a baixas temperaturas os compósitos, por possuírem coeficiente de expansão térmica maior que o da estrutura dental tendem a contrair mais, o que em última análise, gera tensões na interface e formação e/ou propagação de fendas. Este comportamento foi evidente para o compósito C1, que apresenta estrutura polimérica menos densa e polimerização menos eficiente (Alonso *et al.*, 2008). Esta característica da estrutura polimérica pode ter sido responsável por uma discrepância ainda maior entre os coeficientes de expansão térmica do dente e do material restaurador. Isto porque, os outros compósitos (C2 e C3), apesar de apresentarem a mesma composição monomérica e mesmo conteúdo

de carga de C1, não foram negativamente afetados pela ciclagem térmica individualmente.

A fadiga por tensão mecânica tende a enfraquecer a união do compósito restaurador à dentina, sendo que em áreas profundas onde a resistência de união é menor, a efeito deletério da fadiga mecânica pode ser maior. Neste estudo pudemos comprovar a resistência de união reduzida nas paredes de fundo e ângulos pulpares, uma vez que a maior incidência das fendas internas ocorreu justamente nestes locais. Entretanto, o efeito da fadiga mecânica não pode ser observado uma vez que, com relação às fendas internas, não houve diferença entre os grupos, independente do tipo de ciclagem e do tipo de compósito. Deformações na superfície das restaurações podem ocorrer durante a ciclagem mecânica, ocorrendo micro fendas na interface adesiva e deformação plástica do material. Assim, deve-se considerar que se a integridade das margens superficiais de uma restauração puder ser estabelecida após o procedimento restaurador, degradação marginal poderá ocorrer quando a restauração estiver em função devido a deterioração química, tensões mecânicas e térmicas. De acordo com os resultados observados no presente estudo, a incidência desta degradação ocorre em função das características do material, sendo que materiais com propriedades mecânicas inferiores e/ou com polimerização incompleta são mais suscetíveis a degradação. Em 1996, ABDALLA & DAVIDSON observaram aumento dos níveis de microinfiltração em decorrência da ciclagem mecânica e constataram que o módulo de elasticidade do compósito restaurador deve ser maior que o da dentina para que este possa resistir à deformação por tensões oclusais. Dentro deste conceito, pode-se supor que compósito C1 tenha apresentado módulo de elasticidade inferior aos demais devido a polimerização incompleta, sugerindo que uma provável redução da resistência mecânica do compósito (induzida por uma polimerização menos eficiente) pode ter reduzido a resistência mecânica das restaurações e, dessa forma, pode ter alterado seu comportamento frente à ciclagem mecânica, culminando em aumento na formação de fenda marginais frente aos protocolos de degradação mecânica utilizados. Da mesma maneira, os grupos restaurados com compósito C2, que não apresentaram aumento de fendas superficiais devido a ciclagem térmica, quando foram submetidos a ciclagem mecânica e termo-mecânica, apresentaram maior índice de fendas quando comparado aos grupos restaurados com compósito C3, reforçando a hipótese de que materiais com melhores propriedades mecânicas e

melhores características de polimerização tendem a resistir melhor à fadiga mecânica.

Um outro aspecto a ser observado neste estudo é que a associação entre ciclagem térmica e mecânica não produziu efeitos deletérios superiores àqueles decorrentes apenas da degradação mecânica, o que pode levar a interpretação de que a ciclagem mecânica é a maior responsável pela degradação das margens.

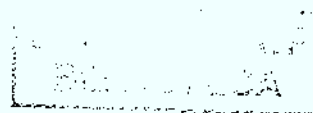
Considerando os resultados deste estudo, pode-se constatar que compósitos com concentração maior ou menor de fotoiniciadores apresentam comportamento diferente frente aos desafios térmicos e mecânicos. Dessa forma, apenas o reconhecimento e a compreensão dos mecanismos que causam os problemas, juntamente com as técnicas que podem reduzir os seus efeitos, ajudarão os clínicos a obterem os benefícios máximos da aplicação dos compósitos na prática clínica.

- 1) A concentração de fotoiniciadores foi o fator determinante na formação de fendas superficiais após os protocolos de degradação térmica e mecânica.
- 2) As ciclagens térmica, mecânica e termo-mecânica geram aumento na degradação marginal das restaurações, dependendo do tipo de compósito utilizado.
- 3) Restaurações confeccionadas com compósito com concentração de 0,5% (C1) de fotoiniciadores apresentaram aumento na incidência de fendas marginais após degradação térmica, quando comparadas àquelas confeccionadas com compósitos com maiores concentrações (1% - C2 e 1,5% - C3).
- 4) Restaurações confeccionadas com compósitos com concentração de 0,5% (C1) e 1% (C2) de fotoiniciadores apresentaram aumento na incidência de fendas marginais após degradação mecânica e termo-mecânica, quando comparadas àquelas confeccionadas com compósito com maior concentração (1,5% - C3).
- 5) A formação de fendas internas não é influenciada pelo tipo de compósito nem pelos protocolos de degradação.

Referências Bibliográficas

1. Alonso RCB, Vieira EB, Correr GM, Cunha LG, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of mechanical loading on microleakage of resin composite restorations lined with low modulus materials. *Oral Science* 2005; 1(1): 23-8.
2. Alonso RC, Correr GM, Cunha LG, Borges AFS, Puppini-Rontani RM, Sinhoreti MA. Dye staining test: an alternative method for assessing gap formation in composite restorations - Validating the method. *Acta Odontol Scand.* 2006A; 64(3):141-145.
3. Alonso RC, Correr GM, Cunha LG, Brandt WC, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Relationship between bond strength and marginal and internal adaptation of composite restorations photocured by different methods. *Acta Odontol Scand.* 2006B; 64(5):306-313.
4. Alonso RC, Correr GM, Cunha LG, Brandt WC, Puppini-Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Photoinitiator Concentration and Modulated-photoactivation: Influence on Polymerization Characteristics of Experimental-Composites. *J Dent Res.* 2008; Abstract.
5. Asmussen, E. Composite restorative resins. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scand.* 1975; 33(6):337-344.
6. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater.* 2006; 22(8): 785–791
7. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2005; 9(4):209–214
8. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA. Long-term bond strength of restorations subjected to thermo-mechanical stresses over time. *Am J Dent.* 2004;17(5): 337-341.
9. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent.* 2000; 12(1):23-32.
10. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent Mater.* 2007; 22(9):799-803.

11. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent.* 1994; 7:293-295.
12. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984; 63(2):146-148.
13. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997; 25(6): 435-440.
14. Ernst CP, Kurschner R, Rippin G, Willershausen B. Stress reduction in resin-based composites with a two-step light curing unit. *Am J Dent.* 2000; 13(2): 69-72.
15. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(3): 297-300.
16. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987; 66(11): 1636-1639.
17. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restoration. *Dent Mater.* 1990; 6(3): 167-171.
18. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999; 27(2): 89-99.
19. Jørgensen KD. Some observations on silicate cement. *Acta Odontol Scand.* 1970; 28(1):117-127.
20. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restoration effected by increased flexibility. *J Dent Res.* 69(xx): 1240-1243.
21. Koran P, Kürschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998; 11(1): 17-22.
22. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater.* 2002; 18(6): 436-444.
23. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restoration. *Dent Mater.* 1991; 7(2): 107-113.
24. Moin Jan C, Nomura Y, Urabe H, Okazaki M Shintani H. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of



- visible light-cured resin. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)*. 2001; 58(1): 42–46.
25. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Correa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater*. 2006 Jun;22(6):576-84
 26. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*. 2002; 18(3): 269-275.
 27. Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent*. 2002; 27(2): 192-198.
 28. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*. 1999; 15(2):120–127.
 29. Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: the monomer system. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105(2): 97-116.
 30. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure. *J Dent Res*. 2005; 84(7): 659-662.
 31. Puppini-Rontani RM, de Goes MF, Voelske CE, Garcia-Godoy F. Clinical performance and SEM evaluation of direct composite restorations in primary molars. *Am J Dent*. 2006; 19(5): 255-261.
 32. Qvist V. The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations in vivo. *J Dent Res*. 1983; 62(8): 904-906.
 33. Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater*. 1997; 13(6): 360-4.
 34. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent*. 1998; 26(8):.695-700.
 35. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and contraction strain. *Dent Mater*. 2000; 16(4):292-296.
 36. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent*. 2004; 32(4): 321–326.

37. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resins polymerized at reduced rate. *Scand J Dent.* 1991; 99(XX): 440-444.
38. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of lighth intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995; 23(3): 183-189.
39. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999; 30(4): 249-257.
40. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials.* 1996; 17(24): 2313-2318.
41. Watts DC, al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater.* 1999; 15(1): 39-45.
42. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater.* 2001; 17(4): 359-66.

