INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE FOTOATIVACÃO E MEIOS DE ARMAZENAMENTO NA RESISTÊNCIA À ABRASÃO DE UMA RESINA COMPOSTA

WAGNER BASEGGIO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Dentística Restauradora.

Bauru
2007

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE
FOTOATIVÇÃO E MEIOS DE ARMAZENAMENTO
NA RESISTÊNCIA À ABRASÃO DE UMA RESINA
COMPOSTA**

Wagner Baseggio

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Batista Franco.

Bauru
2007

Baseggio, Wagner
B291i Influência de diferentes técnicas de fotoativação e meios de armazenamento na resistência à abrasão de uma resina composta. – Bauru, 2007, 88p.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

WAGNER BASEGGIO

15 de outubro de 1980 Nascimento em Dois Vizinhos – PR

Filiação Layres Baseggio
 Soeli Terezinha Baseggio

1999 – 2003 Graduação em Odontologia pela Universidade
 Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE

2005 – 2007 Mestrado em Odontologia, área de
 concentração em Dentística Restauradora, pela
 Faculdade de Odontologia de Bauru,
 Universidade de São Paulo – USP

Associações Conselho Regional de Odontologia do Paraná
 Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

“Quem está possuído pela curiosidade, não descansa”

Rubem Alves

Dedico esta dissertação de mestrado...

À Deus...

Fonte maior de todo amor e sabedoria.

Pelos momentos inesquecíveis de felicidade ao longo da pós-graduação, pelas pessoas extraordinárias que colocou em meu caminho, pelas conquistas que me motivaram cada vez mais a fazer sempre o meu melhor, como também pelos insucessos imprevistos, contrariedades e horas difíceis com que me deparei, traduzindo-se em abençoadas oportunidades para o meu crescimento e amadurecimento pessoais, desenvolvendo em mim a perseverança nos objetivos estabelecidos e a calma necessária para o êxito.

Por ter me possibilitado tantas oportunidades na vida, sempre iluminando e guiando os meus passos.

Aos meus pais, Layres Baseggio e Soeli Terezinha Baseggio...

Cada palavra dessa dissertação é um agradecimento pelo amor, carinho, dedicação, preocupação, confiança, educação e tantos outros gestos por vocês realizados durante todos os dias de minha vida.

Obrigado, em especial, pelo sacrifício e apoio incondicionais que possibilitaram minha formação acadêmica e criaram condições para a realização desse curso.

Ao meu irmão, **Anderson Baseggio...**

Por mais que a distância nos impeça de nos vermos freqüentemente, você sempre estará presente em minha memória e em meu coração, pois fidelidade e companheirismo são para sempre. Como é bom tê-lo em minha vida.

À minha avó, **Iolanda Colla Paz...**

Que me ensina, em cada momento de nossa convivência, como é gostoso envelhecer. Contigo aprendi a investir em sabedoria nos invernos da vida, percebendo as flores que virão na primavera. Que eu possa ter, com sua idade, apenas um pouquinho de sua disposição e de sua serenidade.

Muito obrigado pelas palavras sempre sábias, orientando-me sobre como agir, pelas comidas inesquecíveis dos nossos almoços e jantares juntos, pelos bolos deliciosos do meio da tarde com o meu chá favorito, pela conversa agradável que sempre temos. Enfim, com você, a vida fica muito mais bonita.

Muito obrigado por todos os mimos e carinhos.

... à vocês, todo o meu carinho e o meu amor !!!

Ao meu mestre e orientador

Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Que com sua amizade, calma, otimismo e imensurável conhecimento, guiou meus passos nos últimos dois anos. A integridade de suas atitudes como professor e pesquisador, e o compromisso que possui com a excelência em cada tarefa que realiza, são para mim exemplos que jamais esquecerei.

Muito obrigado pelo amparo e pela atenção que recebi desde o meu primeiro dia nesta instituição, pela paciência e humildade que sempre demonstrou ao esclarecer minhas dúvidas, por ampliar a minha percepção e o meu entendimento sobre a Dentística Restauradora, pela confiança em mim depositada, traduzindo-se na liberdade para o trabalho, como também pelo estímulo ao estudo, ao amor pela profissão e à valorização da amizade, da responsabilidade e do respeito.

Seus ensinamentos, provindos do convívio dos últimos anos, vão muito além do âmbito acadêmico, e acompanhar-me-ão por toda a vida.

àquele que me ensinou a expandir a arte de pensar, meu reconhecimento
e eterna gratidão!!!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha mãe **Soeli Terezinha Baseggio**

Minha primeira e eterna educadora, com quem aprendi que os valores nobilíssimos da personalidade não se conquistam facilmente, nem em pouco tempo, mas com uma educação nobre e exemplos diários.

Contigo aprendi, pelo exemplo, os mais valiosos e verdadeiros ensinamentos que levarei para toda a minha vida, por serem estes fundamentais para a formação de um “Homem de bem”. Seu incentivo nos momentos de incertezas e inseguranças, seu acalento nas horas de desespero, sua compreensão pelos momentos de ausência e seu desprendido amor foram essenciais para esta conquista. Obrigado por me mostrar que os desafios existem para nos fortalecer, e que devemos encará-los com coragem. E que os fracassos existem para que exercitemos a humildade e saibamos recomeçar.

Foi necessário que eu buscasse os meus sonhos, ganhasse o mundo, mas tudo isso só me faz perceber o quanto você é parte de mim, e eu parte de você.

E da mesma forma que Polônio disse, em Hamlet, ao despedir-se de Laerte: “*que a minha bênção amadureça em teu espírito os conselhos que te dei*”.

sem você, tudo seria mais difícil!!!

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor **Rafael Francisco Lia Mondelli**, pela sua competência na docência, pelas inúmeras conversas sobre clareação dental, pela dedicação e cuidado na correção dos artigos científicos, pelas oportunidades durante o programa de mestrado, pela amizade e incentivo.

Ao Professor Doutor **José Mondelli**, que com o seu jeito brincalhão e bem-humorado de ser, nos ensina de forma primorosa os fundamentos da Dentística Restauradora. Seu conhecimento é para mim uma fonte de motivação para o aperfeiçoamento e estudo constantes.

Ao Professor Doutor **José Carlos Pereira**, pelo convívio amistoso, pelos auxílios e dicas clínicas, pelo exemplo de organização e pela amizade. A sua educação e elegância na forma de questionar e argüir, bem como o respeito que demonstra pelas opiniões e idéias contrárias, ficarão sempre gravados em minha memória como o mais belo exemplo de como se deve proceder frente ao exercício da argumentação.

À Professora Doutora **Maria Fidela de Lima Navarro**, pelo exemplo de determinação, competência e sucesso. O carinho que possui pelos alunos, sempre tratando-os como seus filhos, e o amor que demonstra pela FOB, trabalhando de forma incessante pelo bem da instituição, é admirável. A ti, todo o meu respeito e consideração.

Ao Professor Doutor **Paulo Afonso Silveira Francisconi**, pelo carinho que sempre demonstrou por mim. Suas palavras de motivação sempre foram meu sustentáculo para seguir em frente, quando tudo parecia sugerir o contrário. Muito obrigado pela oportunidade de convívio com a sua família, pessoas extraordinárias, pelas quais nutro um profundo carinho. A forma fácil e agradável como o professor ensina a ciência dos materiais dentários é cativante, e exemplo que procurarei seguir.

À Professora Doutora **Maria Teresa Atta**, pelo modo afetuoso e educado com que sempre me tratou. O período de convivência e as palavras de incentivo durante a disciplina de “Biomecânica Aplicada aos Preparos Cavitários” ficarão comigo para sempre.

Ao Professor Doutor **Carlos Eduardo Francischone**, por orientar-me nos casos clínicos de próteses “metal free”, assunto este que domina com maestria. Muito obrigado pela oportunidade de pesquisarmos e publicarmos juntos.

Aos meus professores da graduação, das disciplinas de Dentística Operatória e Dentística Restauradora da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, **Fabiana Scarparo Naufel, Julio Katuhide Ueda, Luis Alberto Formighieri, Vera Lúcia Schmitt e Virgínia Bosquioli**.

Às vezes, somente anos depois, percebemos que tivemos mentores em nossas vidas. Pessoas que foram para nós sustento, alicerce, enquanto ainda ensaiávamos os primeiros passos da vida acadêmica.

Muito obrigado por terem me ensinado as bases desta especialidade pela qual tenho grande carinho, guiando-me de forma gradual e segura através do conhecimento.

Hoje percebo como todos foram importantes para mim, e agradeço.

Ao Professor Doutor **Alberto Consolaro**, pela experiência única e inesquecível durante a disciplina de “Prática Docente na Universidade”. A maneira genial como divulga suas idéias e transmite seus ensinamentos ficará para sempre inscrito em minha memória. Muito obrigado por ter desenvolvido em mim os princípios que devem nortear um professor universitário. A ti, meu carinho e minha eterna lembrança.

Aos meus amigos...

Carla Sipert, pela sempre agradável companhia durante o mestrado, pelos almoços de domingo e jogos de vídeo-game que nos relaxavam, pelos deliciosos pedaços de bolo que saboreávamos enquanto filosofávamos sobre a pesquisa e a educação no Brasil, e pelas trocas das crônicas e livros de Rubem Alves, nosso exemplo maior de educador.

Poucos são os amigos que levamos para toda a nossa vida. Você é um deles.

Marcela Claudino da Silva, minha “amiga-irmã”, pelo convívio diário durante o período de pós-graduação. Dividimos inseguranças, medos, angústias, frustrações, mas também alegrias, vitórias e concretizações. A amizade nascida entre nós de uma expressão de simpatia, firmou-se com as raízes do carinho que nutrimos um pelo

outro, do afeto seguro e da confiança, fincadas nas terras das nossas almas. Nossa amizade não só tornou esses dois anos de mestrado mais divertidos e agradáveis, como também nos ajudou a superar a saudades de casa.

Ronan Jacques, por mostrar-me como é possível vencer os desafios quando temos determinação e perseverança. Minha grande admiração por ti meu amigo.

À turma de Pós-Graduação: **Juan Rommel Medina-Valdivia**, **Marcela Calábria** e **Renata Loureiro**, pela convivência e coleguismo. Sofremos juntos, choramos juntos, sorrimos juntos e vencemos todos. Sucesso.

Às secretárias **Clélia Rita Capossi** e **Ângela Maria Amantini**, que de forma solícita e alegre sempre me auxiliaram com as questões burocráticas, tornando tudo muito mais fácil. O profissionalismo de vocês é incomparável.

Aos funcionários...

Do **Serviço de Biblioteca e Documentação da FOB/USP**, pelo carinho e paciência demonstrados em todas as vezes que necessitei de ajuda. A forma como vocês ensinaram-me a usufruir das infindáveis possibilidades para aquisição da informação existentes na biblioteca fará parte de toda a minha vida de estudante. Com vocês, encontramos informações que nem imaginávamos que pudessem existir.

Nelson, pelo constante bom humor com que me recebia no laboratório, além das horas de paciência explicando-me as etapas laboratoriais de alguns procedimentos.

Junior, Maria e Zuleica, pelo auxílio nas questões burocráticas durante o atendimento dos pacientes. Muito obrigado pela atenção e carinho que todos vocês tiveram comigo.

Aos integrantes do **CIP-I (Centro Integrado de Pesquisa I) da FOB/USP**, pela imensa família que vocês formam, sempre tratando os alunos com carinho, compreensão e respeito. Jamais me esquecerei do tempo que convivi com vocês – e que não foi pouco – bem como do incentivo de todos nos momentos em que tudo parecia dar errado.

Às instituições...

Universidade de São Paulo, na pessoa da Magnífica Reitora Professora Doutora **Suely Vilela**, e a **Faculdade de Odontologia de Bauru**, na pessoa de seu Diretor Professor Doutor **Luiz Fernando Pegoraro**, pelas condições de estudo e pesquisa proporcionadas por esta instituição, que me auxiliaram na realização deste trabalho.

Programa de Pós-Graduação em Odontologia da FOB/USP, na pessoa da Professora Doutora **Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**, pelo aprimoramento da minha formação superior, tornando-me hoje, um estudante muito mais crítico e questionador.

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq, por acreditar neste trabalho e financiá-lo com uma bolsa de estudos durante toda a minha pós-graduação.

... a todos, o meu reconhecimento e agradecimento.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xviii
LISTA DE TABELAS	xx
LISTA DE ABREVIATURAS	xxi
RESUMO	xxii
1 INTRODUÇÃO	2
2 REVISÃO DE LITERATURA	7
2.1 A reação de polimerização nas resinas compostas fotoativáveis e a sua relação com a tensão de contração	7
2.2 As técnicas de fotoativação	11
2.3 Influência das técnicas de fotoativação nas propriedades físicas, mecânicas e químicas da resina.....	14
2.3.1 Densidade de ligações cruzadas.....	16
2.3.2 O teste de microdureza Wallace como uma forma indireta de predizer a densidade de ligações cruzadas	19
2.3.3 O conceito de densidade de energia	25
2.4 Como simular e quantificar o desgaste	26
2.4.1 Terminologia	26
2.4.1.1 Abrasão de dois corpos	27
2.4.1.2 Abrasão de três corpos	27
2.4.1.3 Desgaste por fadiga	28
2.4.1.4 Desgaste erosivo ou triboquímico	28
2.4.2 Metodologias para avaliação e mensuração do desgaste	28
2.4.2.1 Estudos in vivo	29
2.4.2.2 Estudos in vitro	31
a) simulando a abrasão de três corpos – o dispositivo de escovação simulada	31
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Material utilizado	36
4.2 Confeção da matriz	41
4.3 Confeção dos corpos-de-prova	41
4.4 Meios de armazenamento dos corpos-de-prova	43
4.5 Primeiro armazenamento dos corpos-de-prova	43
4.6 Planificação dos corpos-de-prova	44
4.7 Segundo armazenamento dos corpos-de-prova	45
4.8 Procedimento de abrasão	47
4.9 Limpeza dos corpos de prova	49

4.10 Determinação do desgaste	49
4.11 Análise estatística	54
5 RESULTADOS	57
5.1 Valores de desgaste	57
6 DISCUSSÃO	62
6.1 Da metodologia	62
6.2 Dos resultados	68
7 CONCLUSÕES	76
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78
9 ABSTRACT	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Resina composta utilizada no estudo.	40
Figura 2	Aparelho fotoativador VIP, de lâmpada de halogênio-quartzo-tungstênio.	40
Figura 3	Escova dental empregada no estudo.	40
Figura 4	Dentifrício utilizado no procedimento de escovação simulada.	40
Figura 5	1 e 2. Matriz empregada na confecção dos espécimes. Constituída de aço inoxidável, foi projetada com dimensões de 50mmx45mmx5mm.	40
Figura 6	Esquema representativo da forma de preenchimento da matriz para confecção dos corpos-de-prova.	42
Figura 7	Dimensões totais dos corpos-de-prova.	42
Figura 8	Conjunto corpo-de-prova/disco de acrílico preparado para a etapa de planificação.	46
Figura 9	Politriz metalográfica utilizada no polimento dos corpos-de-prova.	46
Figura 10	Lixas sequenciais utilizadas para a planificação dos corpos-de-prova.	46
Figura 11	Aparelho de ultra-som utilizado entre as lixas de polimento para a remoção de grânulos dos corpos-de-prova.	46
Figura 12	1. Disco de feltro e 2. suspensão de diamante usados no polimento final dos corpos-de-prova.	46
Figura 13	Máquina para ensaios de escovação simulada.	52
Figura 14	1. Proteção da metade do corpo-de-prova com fita isolante e disposição em relação à escova dental e 2. procedimento de escovação simulada sendo realizado.	48
Figura 15	Suspensão abrasiva	52

Figura 16	Detalhes do 1. aparelho utilizado para mensuração do desgaste contendo uma 2. ponta apalpadora que percorre a superfície do espécime. 3 e 4. detalhe da ponta apalpadora. 5. esquema representativo do gráfico criado pelo programa para análise do desgaste.	52
Figura 17	Representação esquemática da mensuração do perfil real de desgaste dos corpos-de-prova. 1. aparelho utilizado com destaque para a direção percorrida pela ponta apalpadora ao longo do espécime, passando 2. da superfície não escovada para a superfície escovada.	53
Figura 18	Esquema representativo da mensuração do desgaste.	53
Figura 19	Fluxograma correspondente ao delineamento experimental da pesquisa.	55
Figura 20	Valores médios de desgaste, em μm , dos diferentes grupos armazenados em água destilada.	58
Figura 21	Valores médios de desgaste, em μm , dos diferentes grupos armazenados em solução de etanol a 75%.	58
Figura 22	Diferenças entre os valores de desgaste em função do meio de armazenamento.	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Apresentação da marca comercial, classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número do lote, ano e mês de validade da resina composta utilizada nestes estudo.	36
Tabela 2	Composição básica da resina Z250.	37
Tabela 3	Descrição das diferentes técnicas de fotoativação avaliadas.	38
Tabela 4	Distribuição dos corpos-de-prova nos grupos do estudo, em função do método de fotoativação e meio de armazenamento.	39
Tabela 5	Composição básica do dentifrício Colgate com cálcio (Colgate Palmolive, Co. Osasco/SP), utilizado no estudo.	39
Tabela 6	Média do desgaste (μm), desvio padrão, valores das diferenças de desgaste registrados em função do meio de armazenamento e análise estatística dos diferentes grupos estudados.	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ADA	American Dental Association
FDA	Food and Drug Administration
ISO	International Standard Organization
CQ	canforoquinona
DLC	densidade de ligações cruzadas
GC	grau de conversão
BisEMA	bisfenol A dimetacrilato etoxilado
BisGMA	bisfenol glicidil metacrilato
DMAEMA	dimetil amino etil metacrilato
TEGDMA	triétileno glicol dimetacrilato
UDMA	1,6-bis-(metacriloxi-2-etoxiaminocarbonila)-2,4,4-trimetil hexano
mW/cm ²	miliwatts por centímetro quadrado
g	gramas
°C	graus centígrados
p	nível de significância
Hw	microdureza Wallace
mm	milímetro
cm	centímetro
µm	micrômetro
nm	nanômetro
N	Newton
W	Watts
s	segundos
VIP	aparelho de lâmpada halógena VIP/BISCO
%	por cento
>	maior
<	menor
dp	desvio padrão

RESUMO

As resinas compostas fotoativáveis apresentam limitações inerentes ao sistema restaurador, como a tensão gerada durante a contração volumétrica de polimerização e a baixa resistência ao desgaste, principalmente nas regiões de contato oclusal. Na tentativa de diminuir estas tensões ou minimizar os seus efeitos, o uso de baixa densidade de potência nos momentos iniciais da reação de polimerização tem sido proposto. Acredita-se, no entanto, que as propriedades físico-químicas do material possam ser afetadas negativamente, podendo resultar em um polímero mais frágil mecanicamente e mais susceptível à degradação. Face à esta problematização, avaliou-se o efeito que diferentes métodos de fotoativação exercem na resistência ao desgaste de uma resina composta, bem como na suscetibilidade da estrutura polimérica final formada, em função da variação do meio de armazenamento, aquoso ou alcoólico. O aparelho VIP (BISCO), que possibilita comandos independentes de densidade de potência e tempo foi selecionado. Quatro diferentes métodos de fotoativação foram investigados: Convencional (C: $600\text{mW/cm}^2 \times 40\text{s}$), Pulse-delay (PD: $200\text{mW/cm}^2 \times 3\text{s} + 3\text{ min} + 600\text{mW/cm}^2 \times 37\text{s}$), Pulse-delay plus (PDP: $600\text{mW/cm}^2 \times 3\text{s} + 3\text{ min} + 600\text{mW/cm}^2 \times 37\text{s}$) e Soft-start (SS: $200\text{mW/cm}^2 \times 10\text{s} + 600\text{mW/cm}^2 \times 30\text{s}$). Após a fotoativação, os espécimes foram armazenados em dois meios distintos, água destilada e solução de etanol a 75%, por 24 horas, e submetidos ao teste de escovação simulada. Os dados foram analisados pelos testes estatísticos ANOVA à 2 critérios e Tukey. Os métodos de fotoativação que utilizaram baixa densidade de potência inicial não comprometeram a resistência à abrasão da resina composta testada.

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A introdução das resinas compostas ativadas por luz visível representou um grande avanço para a Odontologia, uma vez que este sistema restaurador apresenta inúmeras vantagens quando comparado ao sistema quimicamente ativado. Dentre elas, destacam-se: maior tempo de trabalho e controle pelo próprio profissional; fácil manipulação e inserção na cavidade; menor inclusão de bolhas de ar durante a manipulação; melhor estabilidade de cor; melhores propriedades físicas, químicas e mecânicas além de inúmeras possibilidades estéticas (CAUGHMAN; RUEGGEBERG; CURTIS¹⁸, 1995).

No entanto, apesar destas melhorias alcançadas, ainda persistem limitações inerentes ao sistema restaurador, como a contração volumétrica de polimerização ou simplesmente contração de polimerização (SAKAGUCHI et al.⁷⁸, 1991; YAP; SOH; SLOW⁹⁵, 2002), a baixa resistência ao desgaste, principalmente nas regiões de contato oclusal e, ainda, a incompleta conversão dos monômeros em polímeros, resultando em quantidades consideráveis de duplas ligações pendentes que, além de contribuírem para o potencial citotóxico da restauração, ainda comprometem as suas propriedades físicas e mecânicas finais (RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS⁷³, 1993).

Esta contração, que varia de 1 a 6% nas resinas fotoativáveis (DAVIDSON; FEILZER²⁶, 1997; LABELLA et al.⁵⁰, 1999; RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CHAN⁷¹, 1999) gera, como consequência, tensões no interior do material que podem ou não ser prejudiciais ao processo de adesão e à interface adesiva, dependendo da magnitude e do momento em que se desenvolvem. Se a tensão gerada for de uma magnitude superior à resistência adesiva do material restaurador ao substrato dental, uma fenda marginal irá se formar, aumentando a chance de ocorrer microinfiltração.

Na tentativa de reduzir os efeitos prejudiciais da contração de polimerização, inúmeras estratégias têm sido adotadas, as quais incluem: uso de bases cavitárias de cimento de ionômero de vidro (ALOMARI; REINHARDT; BOYER², 2001); adoção da técnica incremental de inserção da resina composta (LUTZ; KREJCI; OLDENBURG⁵⁷, 1986); controle do fator C de configuração cavitária (FEILZER;

DE GEE; DAVIDSON³⁴, 1987) e o desenvolvimento de novas resinas contendo em suas formulações monômeros que apresentam menores valores de contração (OKAMURA; MIYASAKA; HAGIWARA⁶⁵, 2006).

Uma outra estratégia para se diminuir a contração de polimerização consiste no controle da fotoativação da resina composta, por meio de técnicas que utilizam baixa densidade de potência nos momentos iniciais, e alta densidade de potência nos momentos finais (MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁵⁹, 1997; SAKAGUCHI; BERGE⁷⁶, 1998; SUH⁸⁵, 1999; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991). Por meio da diminuição da intensidade de luz, um aumento no tempo de polimerização das resinas compostas pode ser alcançado (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³³, 1993; RUEGGEBERG⁷⁰, 1999; RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CHAN⁷¹, 1999), influenciando as características de escoamento do material, sendo útil para modular a tensão de contração e melhorar a adaptação marginal das restaurações (BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹², 2000; BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹³, 2000; CHYE; YAP; LAIM; SOH²⁰, 2005; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³³, 1993; MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁵⁹, 1997; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991; UNTERBRINK; MUESSNER⁹¹, 1995). Já a alta intensidade de luz final favorece a complementação da polimerização da resina composta.

A eficácia destes métodos tem sido demonstrado por inúmeros estudos reportando reduções na contração de polimerização bem como melhorias significativas na interface adesiva ao longo do tempo (MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁵⁹, 1997; OBICI et al.⁶⁴, 2002; SAKAGUCHI; BERGE⁷⁶, 1998; SILIKAS; ELIADES; WATTS⁸¹, 2000; YAP; SOH; SIOW⁹⁵, 2002).

No entanto, estima-se também que a resina composta fotoativada por estes métodos possa permanecer sub-polimerizada, em função dos baixos valores de densidade de potência utilizados, resultando em uma restauração com propriedades físicas e mecânicas comprometidas (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

Além disso, especula-se que uma baixa densidade de potência aplicada à resina composta nos momentos iniciais da reação de polimerização poderia

influenciar na configuração do polímero formado, resultando em uma estrutura polimérica mais linear, com um menor número de ligações cruzadas, traduzindo-se numa maior susceptibilidade à degradação quando em contato com fluídos da saliva, bebidas ou alimentos, bem como num polímero supostamente mais frágil mecanicamente face à menor resistência desta estrutura polimérica formada (ASMUSSEN⁶, 1984; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

De forma geral, o número destes trabalhos que sugerem estas possíveis alterações nas propriedades finais do polímero ainda é limitado e os resultados são controversos, além da metodologia empregada mensurar simplesmente os valores de microdureza Knoop ou Wallace antes e após a imersão do espécime em solução de etanol. Todavia, como demonstrado por SANTOS⁷⁹, em 2005, e NUNES⁶³, em 2006, a simples aferição da microdureza, de forma isolada, não se constitui em um parâmetro adequado na indicação do comportamento mecânico do material, sendo que outros testes devem ser associados aos de microdureza.

Ademais, trabalhos demonstram que o uso das técnicas de modulação da fotoativação que utilizam baixas densidades de potência reduzem o estresse na interface dente-restauração e, conseqüentemente, a formação de fenda marginal, sem prejuízo para as propriedades físicas da resina e a qualidade da restauração (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³³, 1993; NEO et al⁶⁰., 2005; SAKAGUCHI; BERGE⁷⁶, 1998; WATTS¹⁰⁰, 1999).

Sabe-se que o mecanismo de desgaste da resina composta é representado pela perda ou degradação da matriz orgânica, exposição da matriz inorgânica e conseqüente perda da partícula de carga constituinte desta matriz inorgânica. Com a perda da partícula de carga, uma nova área da matriz orgânica é exposta em função do tamanho da partícula desprendida, continuando o processo de desgaste. Como conseqüência desta desestabilidade estrutural, são observadas alterações da rugosidade superficial, predispondo a restauração a uma maior retenção de biofilme bacteriano, facilitando o desenvolvimento de lesões cáries secundárias (UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991), descolorações e manchamentos (YAP; TAN; Bhole⁹⁶,

1997) além de interferir no brilho e na estética final da restauração (HOELSCHER et al.⁴³, 1998; YAP; TAN; Bhole⁹⁶, 1997). Essa rugosidade favorece também a absorção de agentes químicos provenientes de bebidas ou alimentos, que uma vez retidos no biofilme bacteriano previamente formado, difundem-se pela resina podendo afetar o polímero, degradando-o ou induzindo a formação de micro trincas ou rachaduras (FERRACANE³⁶, 1994).

Como a resistência ao desgaste das resinas compostas representa uma limitação inerente à constituição destes materiais, e é influenciado substancialmente pela fotoativação, a análise desta propriedade mecânica é um importante fator na indicação clínica destes materiais, principalmente em dentes posteriores. Uma fotopolimerização inadequada ou insuficiente acentuaria este desgaste, conduzindo ao fracasso do procedimento restaurador. Desta maneira, torna-se fundamental avaliar o efeito que os diferentes métodos existentes de fotoativação exercem na resistência ao desgaste do material restaurador, quando submetido a um desafio abrasivo como o da escovação simulada, bem como na suscetibilidade da estrutura polimérica final formada, em função da variação do meio de armazenamento, aquoso ou alcoólico.

*Revisão
de Literatura*

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A reação de polimerização nas resinas compostas fotoativáveis e a sua relação com a tensão de contração.

As resinas compostas fotoativáveis apresentam, em sua formulação, um sistema iniciador composto por um agente fotossensível denominado de fotoiniciador - comumente a canforoquinona (CQ), presente em concentrações que variam de 0,15% e 0,3% - e uma amina ativadora, sendo esta freqüentemente a dimetilaminoetilmetacrilato – DMAEMA (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; PEUTZFELDT⁶⁶, 1997).

Para que a reação de polimerização ocorra, é necessário que a molécula do fotoiniciador absorva energia luminosa emitida por uma fonte de luz em um comprimento de onda específico, entre 400 – 500nm, comprimento este que corresponde à faixa de luz azul do espectro visível, sendo que o pico máximo de absorção da CQ ocorre em 470nm (NOMOTO⁶², 1997). Quando as resinas compostas são expostas a esta fonte emissora de luz com comprimento de onda compatível com a faixa de absorção da canforoquinona, esta molécula passa para um estado reativo conhecido como estado tripleto. Neste estado, a CQ age como um acelerador da reação, combinando-se com a amina ativadora e induzindo a formação de dois radicais livres: o radical amino e o radical cetila. Somente o radical livre amino inicia o processo de formação das cadeias poliméricas a partir da quebra das ligações duplas de carbono (C=C) nos grupamentos alifáticos existentes nas cadeias dos monômeros (RUEGGEBERG et al.⁷², 1994). A quebra desta ligação resulta em um elétron livre, o qual procura por outras ligações duplas de carbono para reagir, induzindo a formação de um novo elétron livre e, assim, sucessivamente, por uma reação de adição. Por meio desta reação, as cadeias poliméricas vão sendo gradativamente estruturadas em uma rede tridimensional, através de ligações intermoleculares que podem ser do tipo linear ou cruzadas (PEUTZFELDT⁶⁶, 1997; RUEGGEBERG et al.⁷², 1994).

As moléculas de monômeros encontram-se separadas umas das outras numa distância determinada por forças de coesão secundárias denominadas de Van der Waals. Todavia, no momento da formação da rede polimérica, ligações covalentes são estabelecidas. Como a distância de 0,3 a 0,4 nanômetros determinada pelas forças de Van der Waals entre as moléculas de monômeros é maior quando comparada à distância de 0,15 nanômetros das ligações covalentes estabelecidas durante a reação, ocorre, como consequência, a aproximação destas moléculas, resultando em uma redução no volume do material (PEUTZFELDT⁶⁶, 1997). Este fenômeno, conhecido como contração de polimerização, gera tensões no material restaurador, que podem ou não trazer prejuízo à interface adesiva, dependendo do momento em que se desenvolvem.

Durante a polimerização da resina composta, duas etapas são comumente descritas e relacionam-se diretamente com a contração do material: a fase pré-gel e a fase pós-gel. Com propósito didático, define-se o instante no qual se verifica a mudança de uma fase para outra como “ponto-gel” (LIM et al.⁵⁴, 2002). O ponto gel seria o momento da reação em que a resina é transformada de uma pasta viscosa para um sólido rígido, com características viscoelásticas. Durante a fase pré-gel, o material apresenta um módulo elástico baixo e é, por isso, capaz de sofrer uma deformação permanente através do deslizamento das cadeias poliméricas que estão em formação, dissipando a tensão no interior do material (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³², 1990; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³³, 1993).

A contração de polimerização que ocorre nesse momento é referida como “contração pré-gel” ou “não-rígida” (BOWEN¹⁴, 1967; DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984) e é passível de ser dissipada no próprio interior do material restaurador, que ainda não se encontra totalmente rígido, pelo rearranjo molecular das cadeias poliméricas formadas em posições mais estáveis. Como esta fase permite o alívio das tensões geradas através do escoamento do material, deveria perdurar pelo maior tempo possível durante a reação (BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG¹², 2000; BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG¹³, 2000; LIM et al.⁵⁴, 2002). Assim, uma grande proporção da contração volumétrica total ocorreria enquanto o material apresenta-se em um estado não rígido, e apenas uma pequena fração da contração efetivamente seria responsável pelo desenvolvimento de tensão para a interface

(DAUVILLER et al.²⁵, 2000; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³², 1990; TERRY; LEINFELDER⁸⁸, 2006; WATTS; HINDI¹⁰⁰, 1999).

Por outro lado, após o ponto-gel ser alcançado, o módulo de elasticidade do material aumenta significativamente, a mobilidade molecular diminui e a rigidez do polímero não permite mais uma deformação plástica suficiente para compensar a contração de polimerização (DAVIDSON; FEILZER²⁶, 1997), resultando no desenvolvimento de tensões que, a partir de agora, são transmitidas às estruturas dentais circunvizinhas (BRAGA; FERRACANE¹⁶, 2004), afetando, em especial, a interface adesiva entre a estrutura dental e o material restaurador (KINOMOTO; TORRI⁴⁸, 1998).

Se a tensão gerada for de uma magnitude superior à resistência adesiva do material restaurador ao substrato dental, uma fenda marginal irá se formar, aumentando a chance de ocorrer microinfiltração (BRACKETT; HAISCH; COVERY¹⁵, 2000; SAKAGUCHI et al.⁷⁷, 1992). A microinfiltração corresponde à passagem de fluidos bucais e bactérias através da interface dente-restauração e pode resultar na descoloração marginal, sensibilidade pós-operatória, lesões cariosas secundárias e na falha total do procedimento restaurador (BARROS et al.¹¹, 2003; BRACKETT; HAISCH; COVERY¹⁵, 2000). Um estudo recente demonstrou que a porcentagem de “gaps” ou fendas existentes em restaurações de resina composta realizadas *in vivo* pode variar entre 14% e 54% do total de interfaces, dependendo do material e da técnica utilizados (HANNING; FRIEDRICH³⁹, 2001).

O fenômeno do desenvolvimento de tensões em materiais que sofrem contração de polimerização foi primeiramente descrito na literatura por BOWEN¹⁴, no ano de 1967. Neste estudo, o autor discutiu o confinamento do material em uma cavidade como o fator principal associado à tensão de contração. Contudo, apenas nos anos de 1984 e 1987, com os estudos de DAVIDSON e DE GEE²⁷ bem como FEILZER e colaboradores³⁴, respectivamente, esta temática começou a ser compreendida em profundidade. Atualmente, é bem estabelecido e aceito que a magnitude da tensão de contração gerada depende de fatores descritos como a geometria do preparo cavitário, o volume de resina composta inserida, a composição do material restaurador e a forma de se proceder a fotoativação (BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG¹², 2000; BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG¹³, 2000;

DAVIDSON; DE GEE²⁷, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON³⁴, 1987; LIM et al.⁵⁴, 2002; YAP. SOH; SIOW⁹⁵, 2002).

O comportamento viscoelástico - ou deformação plástica - do material, caracterizado pela sua capacidade de escoamento em estágios iniciais da reação de polimerização bem como pelo módulo de elasticidade adquirido durante esta reação, também tem sido reportado como outro importante fator no desenvolvimento da tensão de contração. Como a deformação plástica é um evento tempo-dependente, reações mais lentas influenciam as características de escoamento do material, e podem proporcionar maiores períodos em que o material é capaz de dissipar as tensões geradas antes de adquirir um alto módulo de elasticidade. Na verdade, reações de polimerização lentas tem mostrado reduzir significativamente os valores de tensão de contração (LOPES⁵⁵, 2003; PFEIFER; BRAGA; FERRACANE⁶⁹, 2006; RUEGGEBERG et al.⁷², 1994). Além disso, quanto mais tempo demorar para o compósito atingir um alto módulo de elasticidade, maior o período disponível para as cadeias poliméricas deformarem-se e rearranjarem-se em novas posições, ajustando-se à contração. Com isso, uma grande parte da contração de polimerização do material ocorre enquanto a resina encontra-se em um estado não-rígido, e apenas uma pequena fração desta contração será efetivamente responsável pelo desenvolvimento da tensão quando o material tornar-se rígido (TERRY; LEINFELDER⁸⁸, 2006; WATTS; HINDI¹⁰⁰, 1999).

Como visto, a fase pré-gel desempenha um papel importante para o alívio das tensões geradas pela contração de polimerização, influenciando as características de escoamento do material e sendo útil para melhorar a adaptação marginal das restaurações (FEILZER et al.³⁵, 1995; MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁵⁹, 1997; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991). Desta forma, parece razoável entendermos que a reação de polimerização deveria ocorrer da forma mais lenta possível, a fim de se ter uma fase pré-gel extensa. Como a velocidade da reação de polimerização é dependente da densidade de potência irradiada para a resina composta, se diminuirmos esta densidade, um aumento no tempo de polimerização das resinas pode ser alcançado (BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹², 2000; BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹³, 2000; FEILZER et al.³⁵, 1995; KANCA; SUH⁴⁷, 1999; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991; YAP; SIOW⁹³, 2001).

Desta forma, algumas técnicas de fotoativação alternativas à técnica convencional tem sido propostas, e utilizam densidade de potência reduzida em seus momentos iniciais.

2.2 As técnicas de fotoativação

As técnicas de fotoativação podem ser divididas em dois modos ou categorias: contínua e descontínua (FRANCO; LOPES³⁸, 2003). No modo contínuo, a luz é irradiada ao material restaurador sem interrupção, ou seja, durante todo o tempo de fotoativação a luz não sofre nenhuma pausa na irradiação. Quatro são as técnicas existentes neste modo, a saber: técnica uniforme contínuo ou convencional, técnica gradual ou *soft-start*, técnica gradual exponencial ou *ramp* e a técnica de alto pulso de energia.

Na técnica uniforme contínuo ou convencional, irradia-se a resina composta com uma densidade de potência pré-determinada por um período de tempo, como por exemplo, o uso de 600mW/cm^2 por 40 segundos. No entanto, como salientado anteriormente, essa ação induz uma rápida reação de polimerização. A técnica gradual ou *soft-start*, por sua vez, utiliza uma baixa densidade de potência inicial por um curto período de tempo para, imediatamente em seguida, aplicar-se uma densidade de potência convencional por um maior período de tempo. Como exemplo, podemos citar o uso de 200mW/cm^2 por 10 segundos seguidos de 600mW/cm^2 por 30 segundos. Em função da menor densidade de potência inicial utilizada, esta técnica prolonga a fase pré-gel da resina composta, ao mesmo tempo em que proporciona energia suficiente para um adequado grau de conversão por meio de uma densidade de potência final maior.

Já na técnica gradual exponencial ou *ramp*, inicia-se a fotoativação com uma baixa densidade de potência e gradualmente, em função do tempo, aumenta-se para uma alta densidade de potência. Como exemplo, poderíamos citar o uso inicial de 200mW/cm^2 , aumentados para 600mW/cm^2 em um tempo de 40 segundos.

Por fim, a técnica denominada de alto pulso de energia, refere-se à utilização de uma alta densidade de potência em um período muito pequeno de tempo, como

por exemplo, o uso de 800 - 2800mW/cm² em um tempo de 3 segundos, 10 segundos ou mesmo 20 segundos. No entanto, a rápida polimerização proporcionada por esta técnica e os altos índices de contração de polimerização não a tornam elegível pelos profissionais.

Já no modo descontínuo, a luz irradiada ao material restaurador apresenta intervalos de aplicação. A técnica mais conhecida denomina-se pulso interrompido, ou pulso tardio, ou ainda *pulse delay*. A técnica consiste na aplicação de baixos valores iniciais de densidade de potência em um curto período de exposição que varia entre 3 e 5 segundos, seguido por um período de espera de 1 a 5 minutos antes de se aplicar a segunda exposição de luz com densidade de potência mais alta por um período de tempo maior - entre 30 e 40 segundos. Como exemplo, o uso de 200mW/cm² por 3 segundos, seguido por um período de espera de 3 minutos, e irradiação final com 600mW/cm² por 30 segundos.

Atualmente, o uso de baixas densidades de potência tornou-se difundido na prática clínica, em função dos diversos estudos que demonstram que o protocolo de irradiação contínua com baixa intensidade de luz bem como aqueles que se caracterizam por irradiações descontínuas com intensidades reduzidas nos segundos iniciais, podem resultar em polímeros com valores similares de grau de conversão, além de gerar uma menor tensão de contração, bem como diminuições significativas da microinfiltração marginal e da formação de fendas na interface das restaurações de resina composta (BARROS et al.¹¹, 2003; BRAGA; FERRACANE¹⁶, 2004; KANCA; SUH⁴⁷, 1999; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI⁹⁹, 2001; WITZEL et al.¹⁰², 2005).

BOUSCHLICHER e colaboradores¹³, em 2000, afirmam, no entanto, que a técnica *soft-start* não proporciona melhorias na qualidade da interface adesiva nem na redução da contração de polimerização, em função da ausência de intervalo entre os pulsos de energia irradiados ao material. Sem este intervalo, mesmo utilizando-se uma baixa densidade de potência inicial, não haveria tempo adequado para ocorrer o rearranjo molecular das cadeias poliméricas formadas em posições mais estáveis, induzindo ainda à contração de polimerização.

Nesse sentido, ASMUSSEN e colaboradores⁷ no ano de 2001, preocupados com a variabilidade entre os tempos de espera empregados com a técnica *pulse*

delay, demonstram que somente se observa uma redução significativa na formação de fendas marginais de restaurações em resina composta, quando um intervalo de no mínimo um minuto é utilizado entre um pulso de energia e outro.

SAHAFI e colaboradores⁷⁵ ponderaram, em 2001, o efeito da polimerização *soft-start* na formação de fendas marginais de cavidades em dentina preparadas em molares humanos extraídos e não encontraram melhoras na adaptação marginal com esta técnica quando comparada à polimerização convencional.

Por outro lado, estudos demonstraram que baixos valores de densidade de potência como os utilizados pela técnica *soft-start* e *pulse delay*, promoveram restaurações com superior integridade marginal (FEILZER et al.³⁵, 1995; SAHAFI; PEUTZFELDT; ASMUSSEN⁷⁴, 2001; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI⁹⁹, 2001).

YOSHIKAWA et al.⁹⁹, em 2001, avaliaram o efeito de diferentes métodos de fotoativação no selamento marginal e contração de polimerização da resina Photo Clearfil Bright (Kurakay Co. Ltd., Osaka, Japan). Cavidades de 1mm de profundidade por 3mm de diâmetro foram preparadas na dentina de dentes bovinos, e cinco diferentes modos de irradiação da resina foram utilizados, a saber: 1. 600 mW/cm² 60 s.; 2. 270 mW/cm² 10 s. + 5 s. de intervalo + 600 mW/cm² 50s.; 3. 20 mW/cm² 10 s. + 5 s. de intervalo + 600 mW/cm² 50s.; 4. 270 mW/cm² 30s + 5 s. de intervalo + 600 mW/cm² 30s.; 5. 20 mW/cm² 30 s + 5 s. de intervalo + 600 mW/cm² 30s. Os menores valores de contração de polimerização bem como o melhor selamento marginal foram identificados com o uso da técnica 2 de irradiação. Todas as outras técnicas demonstraram resultados com maiores contração e grau de desadaptação marginal, sendo os piores valores encontrados com a técnica 1. Os autores encorajam o uso de uma fotoativação com baixa densidade de potência inicial, desde que complementada ao final por uma densidade de potência maior.

Estes resultados corroboram com outros estudos que demonstram que uma fotoativação realizada em dois estágios e com uma menor densidade de potência inicial pode reduzir tanto o comprimento como a largura da fenda marginal ou “gap” que ocorre entre o material restaurador e a estrutura dentária durante a polimerização, além de apresentar uma significativa capacidade de reduzir as tensões de contração

nos estágios iniciais de polimerização das resinas compostas (DAUVILLER et al.²⁵, 2000; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991).

LIM et al.⁵⁴. em 2002, demonstraram que os valores de tensão originados durante a reação de polimerização para três diferentes resinas compostas diminuíram entre 19 e 30% quando o método pulso tardio foi utilizado, em comparação ao método convencional.

De acordo com DENNISON et al.²⁹ em 2000, a maior parte da contração de polimerização ocorre nos primeiros vinte segundos da reação. É também neste período que a maior parte da tensão se concentra ao longo da interface restauradora. Desta maneira, é importante que uma fotoativação com baixa densidade de potência inicial seja usada no sentido de gerar uma menor tensão durante este período, mas que seja complementada por uma alta densidade de potência final, objetivando assegurar uma eficiente polimerização.

Uma vez minimizada as tensões geradas pela contração de polimerização, a preocupação recai agora com a efetiva polimerização do material restaurador. Isto porque, se por um lado as técnicas que se caracterizam por uma baixa densidade de potência inicial contribuem para a manutenção da interface adesiva pela diminuição da tensão gerada pela contração de polimerização, estima-se também que a resina composta possa permanecer sub-polimerizada, em função dos baixos valores de densidade de potência utilizados nestas técnicas, resultando em uma restauração com propriedades físicas e mecânicas comprometidas.

2.3 Influência das técnicas de fotoativação nas propriedades físicas, mecânicas e químicas da resina.

Como visto, o principal fator responsável pelo desenvolvimento de novas técnicas de fotoativação com protocolos que utilizam baixos valores de densidade de potência durante os momentos iniciais de polimerização, foi a preocupação em se minimizar as tensões geradas pela contração volumétrica de polimerização, e melhorar a adaptação marginal da restauração. No entanto, em face desta baixa densidade de potência, há um questionamento no que tange à efetiva polimerização

da resina composta e a qualidade final do polímero formado. Recentes trabalhos sugerem que protocolos de fotoativação que utilizam baixos valores de densidade de potência durante os momentos iniciais de polimerização podem originar uma estrutura polimérica relativamente linear, sendo considerada mais frágil em suas propriedades finais (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

A maneira como se processa a fotoativação da resina composta parece influenciar na estrutura geométrica do polímero formado, conduzindo a diferentes estruturas poliméricas finais formadas, com características físico-químicas e mecânicas diferentes. Especula-se que o uso, por exemplo, de baixos valores de densidade de potência nos momentos iniciais da reação proporcionariam uma pequena quantidade de fótons disponíveis para a sensibilização dos fotoiniciadores, promovendo poucos centros ou núcleos de crescimento para a reação polimérica. Com poucos fotoiniciadores sensibilizados, um polímero mais linear seria formado, apresentando um menor número de ligações cruzadas, além de grandes quantidades de duplas ligações de carbono remanescentes (ASMUSSEN⁶, 1984; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

Isto afetaria negativamente as propriedades físico-químicas do material, tendo como resultado um aumento da susceptibilidade da estrutura polimérica formada ao amolecimento quando imerso em solventes orgânicos, maior solubilidade dos monômeros não-reagidos pelos ácidos provenientes da alimentação e metabolismo bacteriano bem como menor dureza superficial, resistência reduzida à compressão, aumento da possibilidade de deslocamento da restauração devido à menor retenção, comprometimento estético caracterizado pela maior tendência ao manchamento superficial além de maior possibilidade de infiltração marginal (RUEGGEBERG; CAUGHMAN⁷², 1994; RUEGGEBERG et al.⁷³, 1993). Da mesma forma, as propriedades biológicas são afetadas, havendo risco de agressão pulpar pelo teor aumentado de monômeros residuais no caso dos sistemas adesivos utilizados na

formação da camada híbrida ou mesmo nas camadas mais profundas da restauração (RUEGGEBERG et al.⁷³, 1993). Por outro lado, ao se utilizar uma alta densidade de potência inicial, acredita-se que múltiplos centros de crescimento da reação polimérica estariam disponíveis em função da grande sensibilização dos fotoiniciadores e, conseqüentemente, haveria a tendência de formação de um polímero com uma alta densidade de ligações cruzadas (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

O efeito, todavia, dos diferentes protocolos de fotoativação na estrutura e propriedades do polímero formado é um aspecto que ainda permanece obscuro, com resultados controversos. Para que possamos avançar com segurança no entendimento desta problematização, alguns conceitos são necessários.

2.3.1 Densidade de ligações cruzadas

Uma molécula de polímero pode ser definida como um agregado de unidades repetidas, conhecidas como monômeros, unidas por ligações covalentes. Os três monômeros mais comumente empregados nas resinas compostas fotoativáveis são o Bis-GMA (bisfenolglicidilmetacrilato), TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) e o UDMA (1,6-bis-(metacriloxi-2-etoxiaminocarbonila)-2,4,4-trimetil hexano). O Bis-GMA, principal monômero formador da matriz resinosa da maioria dos compósitos disponíveis comercialmente, caracteriza-se por uma molécula longa e rígida, com duas ligações de carbono reativas em ambas extremidades. O seu extenso comprimento diminui a contração de polimerização enquanto a presença de dois grupos aromáticos no centro da cadeia conferem à molécula um alto peso molecular e reduzida flexibilidade (PEUTZFELDT⁶⁶, 1997; PEUTZFELDT; ASMUSSEN⁶⁷, 2004). Ainda, as ligações do tipo pontes de hidrogênio existentes entre o átomo de hidrogênio aumentam a interação intermolecular do Bis-GMA, limitando a mobilidade ou o deslizamento entre as cadeias, promovendo uma alta viscosidade na

molécula. Esta limitação da mobilidade, por sua vez, reduz o grau de conversão, bem como dificulta a incorporação de partículas de carga (CHUNG et al.¹⁹, 2002).

Todo este conjunto de características químicas torna necessária a diluição do Bis-GMA em monômeros que apresentem características exatamente contrárias, como baixo peso molecular, alta mobilidade e flexibilidade. O monômero diluente mais comumente utilizado é o TEGDMA, o qual é misturado à molécula de Bis-GMA proporcionando características de melhor mobilidade, consistência favorável à incorporação de carga inorgânica e adequada manipulação clínica (PEUTZFELDT⁶⁶, 1997; PEUTZFELDT; ASMUSSEN⁶⁷, 2004). Além disso, melhora grandemente a polimerização do monômero e conseqüentemente, as propriedades físicas da resina, uma vez que demonstra, para um mesmo grau de conversão, uma maior densidade de ligações cruzadas e rede polimérica mais intrincada ou ramificada. Se por um lado, no entanto, a incorporação do monômero diluente favorece a aquisição de algumas características desejáveis para o material, por outro lado, prejudica as suas propriedades mecânicas finais e aumenta os valores de contração de polimerização (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ELLIOTT; LOVELL; BOWMAN³⁰, 2001; FEILZER; DAUVILLIER³¹, 2003).

O UDMA pode ser utilizado em associação ao Bis-GMA ou substituindo-o, com o intuito de melhorar as propriedades dos compósitos odontológicos. Estes monômeros também apresentam alto peso molecular, todavia são menos viscosos e mais flexíveis face à ligação uretano, o que facilita a incorporação de carga sem a necessidade de mistura com monômeros diluentes, produzindo baixa contração de polimerização (BOWMAN³⁰, 2001; FEILZER; DAUVILLIER³¹, 2003; SIDERIOU; TSERKI; PAPANASTASIOU⁸⁰, 2003). Ainda, monômeros derivados do próprio Bis-GMA como o Bis-EMA (bisfenol A dimetacrilato etoxilado) também vem sendo empregados. O Bis-EMA é obtido por uma modificação na molécula de Bis-GMA através da substituição dos grupamentos pendentes de hidroxila, resultando em maior mobilidade face à redução nas ligações do tipo pontes de hidrogênio. Durante a reação de polimerização, estas moléculas reagem entre si, podendo formar estruturas de composição geométrica linear e/ou ramificada.

Uma vez estabelecidas estas duas estruturas, três possíveis interações entre elas são possíveis na constituição final do polímero, e assim denominadas pela

ROYAL SOCIETY OF CHEMISTRY⁶¹: ligação primária ou ciclo primário, ligação secundária ou ciclo secundário e ligação cruzada. Uma ligação primária ocorre quando as moléculas de monômero são primeiramente incorporadas na cadeia polimérica de estrutura linear, aumentando-a em tamanho, sem modificá-la em sua geometria, ou seja, a estrutura polimérica permanece com sua composição linear. Na ligação cruzada, por sua vez, cadeias ramificadas reagem entre si, ou seja, uma cadeia polimérica ramificada reage com a dupla ligação pendente de uma outra cadeia também ramificada. O conjunto final de todas as ligações cruzadas formadas é denominado de densidade de ligações cruzadas do polímero e será identificado no texto pelo seu acrônimo DLC. Finalmente, se a cadeia polimérica linear reagir com uma dupla ligação pendente de uma cadeia ramificada, uma ligação secundária se forma entre essas cadeias. A ligação primária é descrita, por esta mesma sociedade, como sendo a mais frágil quimicamente quando comparada às outras duas, seguida pela ligação secundária. A ligação cruzada, por sua vez, corresponde à forma mais resistente e estável (NICHOLSON⁶¹, 2006).

Ultimamente, a literatura científica especializada descreve que a densidade de ligações cruzadas desempenha um papel determinante nas propriedades físicas e mecânicas do polímero, bem como na resistência à dissolução em solventes orgânicos (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003). Polímeros com baixa DLC tendem a ser flexíveis e frágeis, enquanto polímeros com um alto grau de DLC são rígidos, inflexíveis e mais resistentes.

Embora as propriedades do polímero formado estejam fortemente relacionadas com a sua composição morfológica final, é extremamente difícil caracterizar experimentalmente ou por meio de modelos e simulações esta estrutura. Até o presente momento, não há nenhum método direto descrito para a aferição da DLC. No entanto, a susceptibilidade aumentada ao amolecimento que o polímero apresenta após ser armazenado em solventes orgânicos tem sido usado como um indicador indireto para prever, de forma relativa, a DLC (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; PEUTZFELDT; ASMUSSEN⁶⁸, 2005; PFEIFER; BRAGA;

FERRACANE⁶⁹, 2006; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003; WITZEL et al.¹⁰², 2005). Para a análise e mensuração do amolecimento do polímero após o seu armazenamento no solvente, o teste de microdureza Wallace é o mais comumente utilizado, sendo o teste do tipo Knoop também encontrado em alguns trabalhos.

2.3.2 O teste de Microdureza Wallace como uma forma indireta de predizer a DLC do polímero.

Três diferentes testes para análise de microdureza são comumente utilizados na odontologia: Brinell, Vickers e Knoop. Apesar de terem suas devidas indicações, a forma de mensuração é muito similar em todos estes testes, correspondendo a uma ponta de forma geométrica específica que promove uma endentação no espécime sob uma carga e um período de tempo pré-determinados. A resistência que o espécime oferece à penetração pela ponta é transformada em valores de microdureza.

A microdureza Wallace (Hw – Hardness Wallace), por sua vez, não mensura a resistência à penetração, mas sim a profundidade de penetração de uma ponta de diamante no formato piramidal sobre um tempo e uma carga pré-determinados. Este teste, na verdade, é uma mensuração de amolecimento, pois quanto maior o valor da Hw, maior é a profundidade que a ponta de diamante penetra no material restaurador, indicando que este se encontra mais amolecido. Desta forma, estima-se que altos valores de microdureza Wallace estejam associados a possível diminuição da densidade de ligações cruzadas do polímero. O tempo de 1 minuto de endentação com o peso de 0,98 N (100g) são os parâmetros mais comumente utilizado pelos trabalhos científicos.

ASMUSSEN e seus colaboradores⁸, no ano de 2001, estimaram a possível DLC pela influência que o etanol exerce no amolecimento do polímero. Demonstraram que espécimes de uma resina composta fotoativada pela técnica do pulso tardio, com diferentes combinações de densidade de potência inicial, apresentaram um grau de conversão e valores de microdureza Knoop semelhantes aos espécimes fotoativados pela técnica contínua convencional. No entanto, após o

armazenamento em etanol por 24 horas, os espécimes correspondentes ao grupo da técnica pulso tardio exibiram uma severa redução na microdureza do tipo Wallace quando comparados ao grupo da técnica convencional. A solubilidade em solventes orgânicos, assinalam esses autores, parece ser determinante da DLC do polímero. Além disso, encorajam o uso da técnica convencional para fotoativação das resinas compostas.

Ainda ASMUSSEN et al.¹⁰, em 2003, afirmam que as técnicas conhecidas como *step-curing* ou polimerização em passos resultam em polímeros com aumentada susceptibilidade ao amolecimento pela ação de substâncias existentes na alimentação, o que poderia prejudicar a longevidade clínica da restauração. Os autores chegaram a esta conclusão comparando os valores de microdureza Wallace de espécimes de resina composta fotoativados por diferentes modos, antes e depois de serem armazenados em etanol 100%. Estabelecem ainda que quanto maior o tempo de espera entre um pulso de irradiação luminosa e outro, maior será a formação de polímeros com estruturas relativamente lineares.

SOH e seus colaboradores⁸³, no ano de 2004, investigam a influência que diferentes protocolos de fotoativação exercem na DLC de uma resina composta, Z100 (3M ESPE) especificamente. O aparelho de lâmpada halógena VIP (BISCO) foi utilizado para a fotoativação da resina composta em quatro diferentes técnicas, sendo elas 400mW/cm² por 40 segundos, caracterizando a técnica contínua (C); 100mW/cm² por 10 segundos seguidos de um período de espera de 3 minutos e posterior irradiação com 500 mW/cm² por 30 segundos, sendo esta representativa da técnica *pulse delay* (PD); o modo *soft-start* (SS), expresso na pesquisa pelo uso de 200 mW/cm² por 20 segundos e mais 600 mW/cm² por 20 segundos e, por fim, a técnica denominada pelos autores de *pulse cure* (PC), em que 400mW/cm² foram irradiados por 20 segundos, e após um período de 20 segundos, uma nova irradiação de 400mW/cm² por 20 segundos foi efetuada. Os espécimes foram armazenados em ar a 37°C por 24 horas, e então submetidos ao teste de microdureza Knoop, com uma carga de 500g por 15 segundos. Os dados foram comparados com uma nova mensuração efetuada após o armazenamento dos espécimes em solução de etanol 75% por 24 horas. Os resultados do estudo, segundo os autores, sugerem que as diferentes técnicas de fotoativação conduzem a estruturas poliméricas díspares, com

susceptibilidade distintas ao amolecimento, sendo que a fotoativação com PD favorece a formação de um polímero com menor densidade de ligações cruzadas, face ao maior amolecimento sofrido pelos espécimes deste grupo. Os autores concluem pela diferença nos valores de microdureza que os aparelhos do tipo LED formam polímeros mais suscetíveis à degradação em comparação aos de lâmpada halógena, e que as técnicas do tipo *soft-start* executadas com aparelhos de lâmpada halógena reduziram significativamente os valores de microdureza do polímero.

Procurando investigar se além do protocolo de fotoativação, o tipo de fonte de luz utilizada também exerce influência sobre a DLC, YAP e seus colaboradores⁹⁴ avaliaram, no ano de 2004, diferentes tecnologias em aparelhos emissores de luz. No delineamento experimental do estudo, foram selecionados para os testes quatro aparelhos, sendo dois deles emissores de luz pela tecnologia LED - Elipar Freelight (FL), 3M ESPE e GC e-light (EL), GC Europe - e dois aparelhos compostos pela lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio, a saber: Elipar Trilight (TL), 3M ESPE e Astralis 10 (AS), Ivoclar Vivadent. As técnicas de fotoativação utilizadas para todos os aparelhos foram a pulso interrompido, convencional contínua, turbo e *soft-start*. Como grupo controle, uma técnica convencional contínua foi utilizada, com o aparelho de lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio Max (MX), Dentsply-Caulk, com uma densidade de potência de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ irradiada por um tempo de 40 segundos. Seis espécimes da resina composta Z100, 3M ESPE foram confeccionados para cada combinação entre as diferentes técnicas e aparelhos. A microdureza Knoop foi determinada antes e após o armazenamento dos espécimes em etanol 75% por 24 horas à 37°C. Quando comparado ao grupo controle, os autores identificaram uma redução nos valores de microdureza Knoop para todos os espécimes fotoativados com os aparelhos emissores de luz pela tecnologia LED. Para os aparelhos de lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio, apenas as técnicas de fotoativação *soft-start* reduziram significativamente a densidade de ligações cruzadas do polímero formado.

Se por um lado trabalhos demonstram que as técnicas que modulam a fotoativação prejudicam as propriedades mecânicas finais do polímero formado, há também aqueles que demonstram exatamente o contrário. NEO e colaboradores⁶⁰, orientados por YAP, em 2005, avaliam por meio de testes de microdureza Knoop a

efetividade de polimerização da resina composta Z100, 3M ESPE, em função de diferentes métodos de fotoativação: convencional, *soft-start* e turbo ou de alta intensidade. Segundo os autores, os métodos de fotoativação não afetaram as propriedades mecânicas avaliadas do compósito, como também não influenciaram na suscetibilidade à dissolução pelo etanol. Ressaltam ainda que as técnicas do tipo *soft-start* e turbo parecem ser mais efetivas que o modo contínuo de fotoativação.

WITZEL et al.¹⁰², em 2005, preocupados com os efeitos das técnicas de fotoativação nas propriedades finais do polímero, realizaram um estudo avaliando o grau de conversão, a resistência flexural, a microdureza Knoop, a tensão de contração e a degradação em etanol, frente às técnicas convencional, *soft start* e *pulse delay*. A resina Z250 foi utilizada na confecção dos espécimes, e três protocolos de fotoativação foram testados: 600mW/cm² por 40 segundos, técnica A, caracterizando a técnica convencional de alta intensidade de luz; 200mW/cm² por 120 segundos, técnica B, simulando baixa intensidade de forma contínua e 600mW/cm² por um segundo, técnica C, seguido por três minutos de espera e irradiação final de 600mW/cm² por 39 segundos, representando o protocolo de fotoativação do tipo “pulso”. A densidade de energia foi de 24 J/cm² para todos os espécimes. O grau de conversão foi mensurado pelo método FTIR-Raman (Espectroscopia infravermelho transformada de Fourier), e a tensão de contração pela máquina Instron, Canton, Ma, USA, por meio de extensômetros. Após armazenamento dos espécimes em etanol 100% por um período de 24 horas, os testes mecânicos foram executados. Os autores concluem que os diferentes protocolos de fotoativação não exerceram influência no grau de conversão do material, muito menos o armazenamento em etanol afetou as propriedades mecânicas avaliadas. Afirmam ainda que a técnica do tipo pulso - técnica C - reduziu significativamente a tensão de contração durante a reação de polimerização.

Preocupado com os valores de microdureza da restauração quando as técnicas que modulam a fotoativação são utilizadas, MEHL e colaboradores⁵⁹, em 1997, não encontraram diferenças significativas naqueles valores quando a densidade de potência inicial utilizada foi reduzida em 50%, sendo os vinte segundos finais irradiados com alta intensidade. Avaliaram ainda a formação de fendas na interface

adesiva restauradora e destacam a melhora alcançada na integridade marginal quando do uso das técnicas *soft start*.

A literatura científica fornece, como visto, resultados controversos em relação às técnicas de fotoativação e a influência que exercem nas propriedades finais do polímero formado. No entanto, a mesma literatura estabelece e fundamenta no meio científico o consenso de que para se obter compósitos com propriedades físicas e mecânicas adequadas e com mínima dissolução de monômeros livres residuais, é necessário que apresentem um alto grau de conversão (GC) (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; RUEGGEBERG⁷⁰, 1999; RUEGGEBERG et al.⁷³, 1993). LOVELL e colaboradores⁵⁶, no ano de 1999, já advertiam que os monômeros residuais existentes na matriz da resina composta após sua polimerização podem funcionar como agentes plastificantes, reduzindo a resistência mecânica da restauração. O grau de conversão é uma medida da extensão da transformação das duplas ligações dos monômeros para as ligações simples dos polímeros. Constatamos, desta maneira, o número residual de duplas ligações de carbono existentes no material restaurador. Vale ressaltar, porém, que apesar de ser considerado um parâmetro eficaz utilizado e aceito na determinação da efetividade de polimerização das resinas compostas, corresponde a um valor representativo de uma média. Desta maneira, um polímero que possua uma reação de polimerização não homogênea, com áreas de alta e baixa conversão em sua estrutura, pode apresentar a mesma medida do grau de conversão quando comparado a um polímero mais homogêneo em sua reação, apesar de serem estruturalmente diferentes. Por isso mesmo, é comum na literatura trabalhos que evidenciam que resinas compostas com o mesmo grau de conversão podem apresentar propriedades bastante díspares (ELLIOTT; LOVELL; BOWMAN³⁰, 2001).

Nesse sentido, os conhecimentos atuais sugerem que o GC, isoladamente, não se constitui em um guia adequado para avaliar o comportamento físico e mecânico das resinas compostas, devendo ser associado a outros testes, objetivando estabelecer uma co-relação mais fidedigna entre os seus valores com a estabilidade e as propriedades finais do polímero (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SANTOS⁷⁹,

2005; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

ASMUSSEN⁸ e colaboradores observaram, em 2001, que polímeros que apresentam cadeias com uma maior densidade de ligações cruzadas - considerados, acredita-se, como mais resistentes -, podem apresentar valores similares para o grau de conversão quando comparados aqueles de estruturas lineares. No entanto, mesmo apresentando valores similares de GC, quando são submetidos aos testes de microdureza Wallace após armazenamento em solução de etanol, comportam-se de maneiras distintas, em função de apresentarem cadeias poliméricas com estruturas diferentes. Por isso mesmo, os autores sugerem que a estabilidade do polímero e o seu comportamento final parecem depender mais da DLC do que do GC. Além disso, dificilmente se atinge um alto grau de conversão com as resinas compostas, haja vista existir, em função da própria composição do material, um limite o qual não se consegue ultrapassar (RUEGGERBERG et al.⁷³, 1993).

Segundo PEUTZFELDT⁶⁷ e colaboradores em 2004, o grau de conversão de uma resina composta varia entre 45 a 70%, em função da composição dos monômeros e das partículas de carga, do tipo e concentração do agente fotossensível ou fotoiniciador bem como do protocolo de fotoativação. Frente aos variados fatores que influenciam no GC de modo geral, o tempo de exposição e a forma de irradiação pela fonte de luz desempenham interesse particular porque, na prática, estão sujeitos à manipulação pelo profissional.

Tem sido demonstrado que maiores valores de grau de conversão proporcionam propriedades físicas e mecânicas superiores para a resina composta (RUEGGERBERG et al.⁷², 1994). D'ALPINO²⁴ afirma, no entanto, que não há uma relação direta entre grau de conversão e densidade de potência. Resinas irradiadas com altas intensidades podem apresentar grau de conversão inferior às aquelas irradiadas com baixa intensidade. Além disso, também podem resultar em altos valores de tensão gerada pela maior contração de polimerização, com conseqüente prejuízo à interface restauradora face à maior infiltração marginal (SAKAGUCHI et al.⁷⁷, 1992; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI⁹⁹, 2001).

Desta forma, enquanto um alto grau de conversão se manifesta em adequadas propriedades mecânicas, um menor grau de conversão relaciona-se à menor contração de polimerização, traduzindo-se em melhor selamento marginal. Conseguir conciliar, no entanto, estas duas características, parece algo incongruente (UNO; ASMUSSEN⁹⁰).

Diversos pesquisadores propõem, portanto, a utilização combinada de baixa e alta intensidade de luz, por períodos de tempo específicos, trabalhando-se com o conceito de densidade de energia.

2.3.3 O conceito de densidade de energia.

A densidade de energia, representada em J/cm^2 , corresponde à densidade de potência ou intensidade de luz em mW/cm^2 que se aplica ao material, multiplicado pelo tempo, em segundos, que esta luz permanece irradiando o material, e implica na energia necessária para se obter compósitos com polimerização adequada e propriedades finais satisfatórias, independentemente do método de fotoativação utilizado. Quando valores similares de densidade de energia são proporcionados ao compósito, valores também similares de grau de conversão e profundidade de polimerização seriam esperados (RUEGGEBERG et al.⁷², 1994; RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CURTIS⁷³, 1993).

Nesse sentido, o material restaurador pode receber a mesma quantidade de energia luminosa, por meio das diferentes combinações entre os fatores densidade de potência e tempo. Basta que o tempo seja prolongado quando densidades de potência menores são utilizadas ou vice-versa. Além disso, pode-se ainda combiná-los às diferentes categorias de fotoativação, contínua e descontínua, o que implica na irradiação constante de luz do início ao fim da fotoativação, ou na existência de intervalos entre as irradiações de luz.

Esta técnica de dupla intensidade de luz tem demonstrado diminuir os valores da tensão gerada pela contração de polimerização, enquanto mantém a adequada polimerização do material (BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹², 2000;

BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG¹³, 2000; FEILZER et al³⁵, 1995; OBICI et al⁶⁴, 2002; SAKAGUCHI; BERGE⁷⁶, 1998; UNO; ASMUSSEN⁹⁰).

No entanto, como explorado anteriormente, alguns estudos observam, quando do uso destas técnicas, um maior amolecimento do polímero após ser armazenado em solventes orgânicos, podendo comprometer algumas propriedades da restauração.

A resistência ao desgaste é um pré-requisito para um material odontológico ser aceito para uso clínico. Uma alta resistência ao desgaste contribui para a longevidade da restauração, estabelecendo estética, função e biologia duráveis para o dente restaurado. Por outro lado, uma baixa resistência ao desgaste apresentada pelo material pode promover extrusão do dente antagonista, perda da distância mésio-distal do dente em restaurações do tipo classe 2 e comprometimento oclusal (DE LONG²⁸, 2006).

Nesse sentido, faz-se necessário ponderarmos sobre o processo de desgaste das resinas compostas e os testes que avaliam esta variável.

2.4 Como simular e quantificar o desgaste.

Antes de discorrermos sobre os diferentes testes que avaliam o desgaste dos materiais restauradores bem como a forma de quantificar os valores obtidos, cabe uma breve abordagem sobre a terminologia utilizada pela literatura específica em relação a este assunto.

2.4.1 Terminologia

Tribologia é a ciência que estuda o atrito, o desgaste e a lubrificação de superfícies em contato (DAHL; CARLSSON; EKFELDT et al.²³, 1993). Como nomenclatura, os tribologistas utilizam-se de cinco termos que caracterizam os processos de desgaste e que podem ocorrer de forma isolada ou por meio de combinações entre si.

Conhecer esta nomenclatura é importante para se compreender o desenvolvimento dos fenômenos de desgaste em geral e, em particular, nos tecidos dentais e resinas compostas.

2.4.1.1 Abrasão de dois corpos

Neste processo de desgaste, as superfícies são friccionadas uma contra a outra por contato direto, sem a intervenção de uma substância que possa causar desgaste localizado. Em um nível microscópico, nenhuma das superfícies é lisa e entram justamente em contato entre si por meio de suas asperidades. Assim, durante o movimento, estas asperidades podem ou fraturar-se ou deformar-se. Se uma das superfícies for mais flexível, as asperidades da superfície mais rígida penetrarão na superfície mais flexível, promovendo trincas e rachaduras que fragilizam a estrutura até a sua fratura. Se as duas superfícies forem rígidas, haverá a fratura das asperidades de ambas as superfícies. Conforme o processo de fricção ocorre, o efeito cumulativo das fraturas das asperezas e da conseqüente perda de massa manifestam-se como desgaste (MAIR et al.⁵⁸, 1996).

Na cavidade bucal, este fenômeno ocorre predominantemente durante os movimentos não-mastigatórios ou parafuncionais, e é particularmente prevalente no bruxismo. A atrição é uma forma de abrasão de dois corpos, que leva a uma perda fisiológica de estrutura dental e desgaste. De acordo com LAMBRECHTS⁵¹, em 2006, o esmalte dental na região de contato oclusal sofre um desgaste de 41 micrômetros ao ano.

2.4.1.2 Abrasão de três corpos

Neste tipo de desgaste, as superfícies friccionam-se entre si indiretamente, havendo a presença de um abrasivo entre elas. A pressão entre as superfícies é transmitida às partículas que então desgastam as asperezas das superfícies. Na cavidade bucal, este tipo de desgaste ocorre durante os movimentos mastigatórios,

sendo o bolo alimentar considerado o agente abrasivo. Durante a escovação dentária, a interposição de uma pasta dentifífrica abrasiva entre a escova dental e o dente, também caracteriza este tipo de desgaste (SÖDERHOLM; RICHARDS⁸², 1998).

2.4.1.3 Desgaste por fadiga

Durante o movimento das superfícies, algumas tensões podem ser transmitidas à subsuperfície promovendo uma ruptura das ligações intermoleculares e criando uma zona caracterizada por micro-trincas ou rachaduras. Conforme o desgaste da superfície progride e atinge esta zona danificada, pode haver perda de material caracterizando o desgaste por fadiga (MAIR et al.⁵⁸, 1996; SÖDERHOLM; RICHARDS⁸², 1998).

2.4.1.4 Desgaste erosivo ou triboquímico

É causado quando um agente químico fragiliza as ligações adesivas intermoleculares de uma superfície e, com isso, facilita a perda de estrutura quando outros processos de desgaste atuam sobre esta superfície. Na cavidade bucal, este efeito é normalmente causado por ácidos, os quais podem advir de uma forma extrínica - ácidos da dieta alimentar - ou intrínica, por meio do refluxo gástrico (MAIR et al.⁵⁸, 1996; SÖDERHOLM; RICHARDS⁸², 1998).

2.4.2 Metodologias para avaliação e mensuração do desgaste

Idealmente, os estudos clínicos deveriam ser escolhidos para a análise do comportamento de um material restaurador e do seu padrão de desgaste. Isto porque, nenhuma máquina simuladora de desgaste, por melhor que seja, reproduz todas as condições existentes na cavidade bucal. Todavia, face às dificuldades em se conduzir estudos clínicos desta natureza – problemas estes de ordem metodológica,

econômica, ética e, fundamentalmente, na dificuldade existente para se quantificar o desgaste sofrido (DAHL; CARLSSON; EKFELDT et al.²³, 1993; SULONG; AZIZ⁸⁶, 1990), os estudos *in vitro* auxiliam-nos neste entendimento, predizendo o possível comportamento clínico do material.

Dentre as vantagens que os estudos *in vitro* apresentam, LAMBRECHTS⁵¹, em 2006 destaca 1) o tempo controlado do teste, 2) a natureza do agente pode ser estudada individualmente ou em combinação com outros fatores, 3) uma melhor definição dos tipos de substratos a serem testados, 4) controle da temperatura, 5) um grande número de corpos-de-prova podem ser avaliados em um período de tempo relativamente curto, 6) um alto grau de padronização é alcançado por meio do controle de diferentes fatores de variação. No entanto, ainda persistem problemas, pois os estudos *in vitro* não são capazes de reproduzir o ambiente bucal em toda a sua complexidade e variações biológicas.

2.4.2.1 Estudos *in vivo*

A avaliação visual e a utilização de critérios padrões da condição do material após certo período de tempo tem sido a metodologia mais comumente utilizada para análise do desgaste. Dentre estes critérios, destacam-se o USPHS (United States Public Health Service) (TAYLOR et al.⁸⁷, 1989), descrito por SMITH & KNIGHT⁸⁷ e a comparação ou análise de réplicas (LEINFELDER, TAYLOR; BARKMEIER⁵³, 1986).

CVAR & RYGE²², em 1971, desenvolveram o critério USPHS, o qual classifica o desgaste do material restaurador e dental por meio da avaliação subjetiva, em índices *alfa* (ausência de desgaste); *bravo* (o desgaste é visível e causa o aprisionamento da sonda exploradora na margem cavitária) e *charlie* (o desgaste é excessivo e expõe a junção amelo-dentinária, e a restauração necessita ser substituída). Há mais de dez anos este método de análise clínica tem sido criticado por não ser um método preciso face à subjetividade na avaliação, além de existir uma transição de 2500µm entre os escores *bravo-charlie* (TAYLOR et al.⁸⁷, 1989).

O método proposto por SMITH & KNIGHT⁸⁷, em 1984, estabelece diferentes escores de desgaste em função do grau de dentina exposta nas faces oclusal/incisal, lingual e cervical. Como maiores desvantagens, demanda muito tempo até que os resultados possam ser obtidos e apresentam um baixo poder de discriminação do desgaste.

Uma outra forma bastante popular de se mensurar o desgaste é pelo método da comparação de réplicas. Modelos são utilizados como referência para a avaliação do grau de desgaste, podendo a mensuração deste valor ser efetuada por meio de diversos equipamentos como o mapeamento tridimensional da restauração por softwares específicos de computador, perfilômetro, estéreomicroscópio, laser holográfico e microscópio eletrônico (LEINFELDER, TAYLOR; BARKMEIER⁵³, 1986).

Preocupado em saber qual método é mais efetivo para a análise do desgaste, LEINFELDER e colaboradores⁵³ em 1986 avaliaram clinicamente o desgaste de restaurações de resina composta realizadas em dentes posteriores, comparando os métodos USPHS e o das réplicas. O método USPHS mostrou uma alteração significativa no comportamento do material entre o terceiro e quarto anos do estudo. O método das réplicas, por sua vez, indicou que o desgaste mais significativo ocorreu durante os dois primeiros anos, seguido por um desgaste inexpressivo nos três anos seguintes. Baseado nestes resultados, o método proposto por LEINFELDER⁵³ levou dois anos para alcançar os mesmos resultados que o método USPHS atingiu em quatro. Isto significa uma redução significativa de tempo e custo para as pesquisas.

DE LONG²⁸, em 2006, no entanto, afirma que a melhor forma de se mensurar a variável desgaste é por meio da comparação de imagens tridimensionais sequenciais do material de interesse. Segundo o autor, imagens tridimensionais devem ser capturadas por meio de algum dos vários métodos de escaneamento existentes, armazenadas e comparadas em função do tempo em um programa específico que possibilite as suas sobreposições, denominando este processo de registro de superfície. O escaneamento de imagens tridimensionais é um método quantitativo, com acurácia, que possibilita criar um banco de imagens que podem ser comparadas ao longo do tempo, além de ser aplicável tanto para pesquisas clínicas

como laboratoriais. Como desvantagens, no entanto, incluem-se a necessidade de equipamentos e programas específicos e o alto custo dos mesmos.

2.4.2.2 Estudos *in vitro*

Procurando-se facilitar o estudo sobre o desgaste e desta forma, predizer o desempenho clínico dos materiais dentários, diversos centros de pesquisa em todo o mundo desenvolveram dispositivos para a simulação do desgaste, com diferentes graus de complexidade, procurando simular condições que se aproximem daquelas que ocorrem na cavidade bucal. As máquinas de escovação simulada estão entre estes dispositivos, e representam uma das formas de simulação da abrasão de três corpos.

a) Simulando a abrasão de três corpos – o dispositivo de escovação simulada

Em 1970 surgiram os primeiros equipamentos para ensaio de desgaste por abrasão de dois corpos e desde 1980 até os dias atuais têm sido desenvolvidas máquinas para ensaio que simulam também a abrasão de três corpos (DE LONG²⁸, 2006). De modo geral, as máquinas de escovação simulada são constituídas de um motor que realiza movimentos de vai-e-vem com uma força e um tempo determinados.

Existem diferentes máquinas que simulam a abrasão de três corpos, sendo que as mais utilizadas são a “wear simulator” da OHSU (Oregon Health and Sciences University), a “four-station Leinfelder-type three-body wear device” da University of Alabama, a “Zurich computer-controlled masticator”, a “BIOMAT wear simulator”, a “MTS Wear simulator” da University of Minnesota e a “Willytec Munich and Muc3” (DE LONG²⁸, 2006; KREJCI et al.⁴⁹, 1990; LEINFELDER; BEAUDREAU; MAZER⁵², 1989; YAP et al.⁹², 1999).

Apesar da quantidade de máquinas disponíveis, até os dias atuais não é encontrada nenhuma máquina de desgaste que seja capaz de reproduzir completamente o mecanismo de desgaste que ocorre na cavidade bucal. Dentre as máquinas disponíveis, a máquina de desgaste por abrasão de três corpos “wear simulator” da OHSU, desenvolvida no Departamento de Biomateriais da Oregon Health and Sciences University, oferece adequadas condições de simulação dos diversos fatores que influenciam no desgaste, tais como uma pasta abrasiva, a utilização de uma cúspide antagonista confeccionada com esmalte dental humano e a possibilidade de aplicação de forças e simulação de movimentos muito próximos àqueles que ocorrem durante o processo mastigatório. Além disso, uma excelente correlação nos valores de desgaste foram demonstrados quando os mesmos materiais foram utilizados nesta máquina e em estudos clínicos (CONDON; FERRACANE²¹, 1996).

DE LONG²⁸, em 2006, afirma que quando pensamos em como mensurar o desgaste, é importante que saibamos quais parâmetros de desgaste têm relevância clínica. Nesse sentido, HEINTZE⁴², em 2006, sugere que os valores de desgaste do esmalte dental ao longo de doze meses deve ser utilizado como comparação aos valores de desgaste sofrido pelos materiais restauradores durante o mesmo período, ressaltando que apenas os valores que estão acima do desgaste apresentado pelo esmalte dental é que possuem relevância clínica. Sabendo-se que a média do desgaste do esmalte na região de contato oclusal varia de 27µm a 45µm ao ano (LAMBRECHTS et al.⁵¹, 2006), a *American Dental Association* propõe que as resinas compostas, para serem utilizadas em dentes posteriores, devem apresentar 250µm de desgaste em um período de 48 meses, ou um desgaste que varia entre 50µm a 62,5µm ao longo de 18 meses (DE LONG²⁸, 2006).

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Nas observações descritas previamente, destaca-se como ainda é incerto e contraditório os efeitos que as técnicas de fotoativação exercem na resistência ao desgaste do polímero formado, bem como a possibilidade deste apresentar uma maior suscetibilidade à degradação frente aos fluídos bucais quando irradiado com baixa densidade de potência inicial. Desta forma, a presente pesquisa teve como objetivo:

1. analisar o efeito que diferentes métodos de fotoativação exercem na propriedade de resistência à abrasão de uma resina composta;
2. dimensionar a suscetibilidade da estrutura polimérica final formada frente à degradação em solventes orgânicos, em função de diferentes técnicas de fotoativação;

Para isso, as seguintes hipóteses nulas foram estabelecidas:

1. As diferentes técnicas de fotoativação não alteram as propriedades de resistência ao desgaste abrasivo da resina composta;
2. A variação dos meios de armazenamento, aquoso ou alcoólico, não compromete a resistência à abrasão da resina composta.

*Material
e Métodos*

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material utilizado

Para a realização deste estudo, os espécimes foram confeccionados com uma resina composta fotopolimerizável microhíbrida de alta densidade, Filtek™ Z-250, (3M/ESPE, Saint Paul – MN, USA), no matiz A e croma 2 (Figura 1). Um total de 16 bisnagas contendo 4,0 gramas foram utilizadas, lote 5JK, com prazo de validade até o mês de março de 2008.

A constituição básica da matriz orgânica desta resina é o componente Bis-GMA (bisfenol-glicidil-metacrilato), e o diluente TEGDMA (triétileno-glicol-dimetacrilato). A carga inorgânica apresenta a zircônia e a sílica como constituintes principais, totalizando 78% em peso do material, com tamanho médio das partículas de 0,6µm. A tabela 1 ilustra a marca comercial, classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número do lote e ano e mês de validade da resina composta usada.

TABELA 1 – Apresentação da marca comercial, classificação, cor, sistema de ativação, fabricante, número do lote, ano e mês de validade da resina composta utilizada nestes estudo.

Marca comercial	Classificação	Cor	Sistema de ativação	Fabricante e número do lote	Ano e mês de validade
Z250	micro-híbrida	A ₂	fotoativável	3M ESPE / 5JK	2008/03

A tabela 2 ilustra a composição básica da resina composta utilizada neste estudo, matriz orgânica, carga inorgânica, porcentagem em peso de carga e o tamanho médio das partículas.

TABELA 2 – Composição básica da resina Z250.

Matriz orgânica	Carga inorgânica	Peso (%)	Tamanho médio da partícula (µm)
Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, BisEMA	zircônia, sílica	78	0.19-3,3

Para as respectivas técnicas de fotoativação, foi selecionado o aparelho VIP / Variable Intensity Polymerizer – (BISCO Inc., Schaumburg, IL, USA), cuja energia luminosa gerada é proveniente de uma lâmpada de halogênio-quartzo-tungstênio (Figura 2). Como esse aparelho permite comandos independentes de tempo e densidade de potência, variadas combinações entre estes dois fatores podem ser programadas pelo profissional, em função da necessidade clínica. Densidades de potência que variam em 100, 200, 300, 400, 500 e 600mW/cm², podem ser combinadas com tempos que podem variar entre 2 a 5, 10, 20 e 30 segundos, além de um modo contínuo que permite a irradiação da energia luminosa por até 225 segundos. A densidade de potência utilizada para cada técnica de fotoativação era checada antes de cada uso do aparelho por meio de um radiômetro acoplado à sua base.

A tabela 3 descreve as diferentes técnicas de fotoativação estudadas, com os respectivos modos de irradiação bem como os regimes de exposição da energia luminosa e a densidade de energia total irradiada.

Dois meios foram selecionados para o armazenamento dos corpos-de-prova: água destilada e solução de etanol 75%. Foram confeccionados 80 corpos-de-prova, distribuídos em oito grupos de dez espécimes cada, em função da técnica de fotoativação utilizada e meio de armazenamento, como descritos na tabela 4.

Para o teste de escovação simulada, foram utilizadas as escovas Oral B Indicator® Plus (Gillete do Brasil Ltda., Manaus-AM, Brasil) no tamanho 40, que apresentam cerdas macias de nylon de pontas arredondadas, com 38 tufo distribuídos em um comprimento de 2,5 cm e em uma largura de 1,0 cm (Figura 3),

oferecendo condições ideais para o desenvolvimento deste estudo, com adequada adaptação na máquina de escovação e abrangência da metade do corpo-de-prova.

O dentifrício Colgate com cálcio (Colgate Palmolive, Co., Osasco/SP) foi empregado (Figura 4), e apresenta o carbonato de cálcio como agente abrasivo. A composição completa do dentifrício está apresentada na tabela 5.

TABELA 3 – Descrição das diferentes técnicas de fotoativação avaliadas.

Modo de irradiação da energia luminosa	Regime de exposição	Densidade de energia (J/cm²)
convencional (C)	40 segundos / 600mW/cm ²	24
<i>pulse delay</i> (PD)	03 segundos / 200mW/cm ²	22,8
	3 minutos de espera	
	37 segundos / 600mW/cm ²	
<i>pulse delay plus</i> (PDP)	03 segundos / 600mW/cm ²	24
	3 minutos de espera	
	37 segundos / 600mW/cm ²	
<i>soft-start</i> (SS)	10 segundos / 200mW/cm ²	20
	30 segundos / 600mW/cm ²	

TABELA 4 – Distribuição dos corpos-de-prova nos grupos do estudo, em função do método de fotoativação e meio de armazenamento.

Método de fotoativação	Modo de fotoativação	Meios de armazenamento	Grupos	Espécimes
convencional (C)	40 segundos / 600mW/cm ²	água destilada	G1	10
		solução de etanol a 75%	G2	10
<i>pulse delay</i> (PD)	03 segundos / 200mW/cm ² 3 minutos de espera	água destilada	G3	10
	37 segundos / 600mW/cm ²	solução de etanol a 75%	G4	10
<i>pulse delay plus</i> (PDP)	03 segundos / 600mW/cm ² 3 minutos de espera	água destilada	G5	10
	37 segundos / 600mW/cm ²	solução de etanol a 75%	G6	10
<i>soft-start</i> (SS)	10 segundos / 200mW/cm ²	água destilada	G7	10
	30 segundos / 600mW/cm ²	solução de etanol a 75%	G8	10

TABELA 5 – Composição básica do dentifrício Colgate com cálcio (Colgate Palmolive, Co. Osasco/SP), utilizado no estudo.

Composição básica do dentifrício Colgate com cálcio
monofluorofosfato de sódio 1,1% (1450ppm); carbonato de cálcio; laurilsulfato de sódio; umectante; espessante; aromas; água.

Figura 1. Resina composta utilizada no estudo.

Figura 2. Aparelho fotoativador VIP, de lâmpada de halôgênio-quartzo-tungstênio.

Figura 3. Escova dental empregada no estudo.

Figura 4. Dentífrico utilizado no procedimento de escovação simulada.

Figura 5.: 1 e 2. Matriz empregada na confecção dos espécimes. Constituída de aço inoxidável, foi projetada com dimensões de 50mmx45mmx5mm.

4.2 Confeção da Matriz

Para a confecção dos corpos-de-prova, uma matriz (Figura 5) foi desenhada e fabricada pela escola de Serviço de Aprendizagem Industrial (SENAI/Bauru) (ASENJO-MARTÍNEZ⁵, 2004).

Com a remoção dos parafusos laterais, eram permitidos aos braços da matriz movimentos de abertura e fechamento, ideais para a inserção da resina composta e retirada do corpo-de-prova. Duas linhas de orientação, com 2mm de altura, foram colocadas na parte interna de cada braço, as quais serviam de guia no momento de inserir os primeiros incrementos. Uma vez fechados, os braços formavam em sua porção central uma cavidade com dimensões internas de 15mm de comprimento, 5mm de largura e 4mm de profundidade, medida exata do espaço existente na barra metálica da máquina de escovação, para a fixação de cada corpo-de-prova para o teste

4.3 Confeção dos corpos-de-prova

Nesta fase, os procedimentos foram executados em sala especial, de acordo com a especificação número 27 da *American Dental Association* (ADA)³ para restaurações diretas com resina composta, mantendo a temperatura de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$, controlada por um termômetro, regulada por condicionador de ar Admiral Royal (Springer Refrigeração AS., Brasil) e com umidade relativa do ar $50\pm 10\%$, ajustada pelo desumidificador OAS-S, Modelo OD-300 série 1.

Os corpos-de-prova da resina composta foram obtidos a partir da matriz idealizada e confeccionada para a realização deste estudo. Dessa forma, estando a matriz com os braços fechados, uma primeira porção da resina composta com 2mm de espessura e 7,5 de comprimento foi acomodada na cavidade com auxílio de uma espátula de inserção apropriada (Hu-Friedy, mini 1 e 3, USA).

Das dimensões totais do corpo-de-prova, esta primeira porção representa a metade do comprimento e a metade da altura da cavidade interna formada pelos braços da matriz, correspondendo à $\frac{1}{4}$ das suas dimensões totais. Após a fotoativação

desta porção, procedeu-se a aplicação e fotoativação sequencial dos outros três incrementos de mesmas dimensões, concluindo-se a confecção do corpo-de-prova. (Figuras 6 e 7)

Figura 6.: Esquema representativo da forma de preenchimento da matriz para confecção dos corpos-de-prova.

Figura 7. Dimensões totais dos corpos-de-prova.

Deve-se salientar que o diâmetro da ponta de fibra ótica do aparelho utilizado para a fotoativação é de 8mm, condição que permite o envolvimento de toda a dimensão do incremento. Previamente a fotoativação dos dois últimos incrementos, uma tira de poliéster (TDV Dental Ltda, Santa Catarina) foi posicionada e, sobre esta, uma carga axial manual contínua foi exercida por 30 segundos, com um dispositivo de aço inoxidável do tipo carimbo, causando o extravasamento do excesso do material. Como apenas o último incremento foi avaliado frente ao teste de escovação simulada, esta região era identificada por meio de uma pequena marcação em sua face lateral. Nestas condições, 80 corpos-de-prova foram confeccionados, divididos em 8 grupos com 10 corpos-de-prova cada grupo, em função do protocolo de fotoativação utilizado e do meio de armazenamento.

4.4 Meios de armazenamento dos corpos-de-prova

Dois meios de armazenamento foram utilizados para este estudo: água destilada e solução de etanol 75%. Esta foi preparada no mesmo dia em que seria utilizada, pelo técnico responsável pelo laboratório de bioquímica da Faculdade de Odontologia de Bauru, e empregada no armazenamento de uma parte dos grupos experimentais conforme será descrito mais adiante, em função da seqüência da metodologia.

4.5 Primeiro armazenamento dos corpos-de-prova

Primeiramente, todos os 80 corpos-de-prova foram armazenados em água destilada, no interior de recipientes plásticos negros para evitar a exposição adicional à luz solar, identificados com a técnica de fotoativação utilizada, e mantidos por um período de sete dias à temperatura de 37°C e umidade absoluta de 100%. Este período é necessário para que ocorra a absorção de água pelo material restaurador e

estabilidade da massa, bem como para que a reação de polimerização se complete, o que é característico deste material.

Findado este tempo, os corpos-de-prova foram então planificados para o teste de escovação simulada. Somente após esta planificação, que será descrita a seguir, é que se realizou a imersão de uma parte deles em solução de etanol 75% por um período de 24 horas, a temperatura de 37°C.

4.6 Planificação dos corpos-de-prova

Para a aferição do desgaste sofrido pelo material, era necessário uma superfície inicial plana e homogênea no corpo-de-prova. Para isso, os espécimes foram fixados com cera pegajosa Kota (Kota Ind. Bras.), com auxílio de um instrumento de PKT (Duflex Ind. Bras.) e uma lamparina (JON, Ind. Bras.), no centro de um disco de acrílico de 30 mm de diâmetro por 8mm de espessura. A face inferior do corpo-de-prova era posicionada voltada para o disco, com o intuito de realizar a planificação da face superior do corpo-de-prova, correspondente à área estudada (Figura 8).

O conjunto corpo-de-prova/disco de acrílico foi adaptado em uma Politriz Metalográfica (APL 4, Arotec, Cotia, SP) com sistema de polimento múltiplo, de forma a permitir o paralelismo entre a base do disco de acrílico onde foram fixados os corpos-de-prova e a superfície a ser polida (Figura 9).

Para a planificação da superfície a ser avaliada, foram utilizadas em ordem ascendente quatro lixas de silicone carbide de granulometria 320, 600, 800 e 1.200 (Extex Corp.), com refrigeração de água deionizada (Figura 10). Para tanto, a politriz foi acionada em baixa velocidade, com peso padrão de 172g, durante 1 minuto para cada lixa.

Entre cada etapa da planificação, o conjunto corpo-de-prova/disco de acrílico era levado a um aparelho de ultra-som T7 Thomson (Unique Ind. e Com. De Produtos Eletrônicos Ltda., São Paulo, SP), com frequência de 40KHz, durante 5 minutos, com água destilada deionizada, com o objetivo de remover os grânulos provenientes de cada lixa e impedir que interferissem na qualidade do polimento das

lixa seguintes (Figura 11). Ao final do polimento os corpos-de-prova ficaram imersos por 10 minutos em água deionizada corrente.

Após planificada a superfície, finalizou-se o polimento com um disco de feltro (Extec Corp.) umedecido com suspensão de diamante de 1µm (Buehler), durante 2 minutos, observando-se os mesmos padrões de peso, porém em alta velocidade (Figura 12).

4.7 Segundo armazenamento dos corpos-de-prova

Imediatamente após encontrarem-se limpos, os corpos-de-prova foram secos com papéis absorventes e armazenados em duas diferentes soluções da seguinte maneira:

a) Água destilada

Dos dois grupos experimentais existentes para cada técnica de fotoativação, um deles foi armazenado em 5mL de água destilada no interior dos recipientes individualizados, identificados em função do protocolo de fotoativação e do meio de armazenamento, a uma temperatura de 37°C e umidade absoluta de 100% por um período de 24 horas.

b) Solução de etanol a 75%

O segundo grupo experimental existente para cada técnica de fotoativação foi armazenado em 5mL de solução de etanol a 75% no interior dos recipientes individualizados, identificados em função do protocolo de fotoativação e do meio de armazenamento, a uma temperatura de 37°C por um período de 24 horas.

Figura 8. Conjunto corpo-de-prova/disco de acrílico preparado para a etapa de planificação.

Figura 9. Politriz metalográfica utilizada no polimento dos corpos-de-prova.

Figura 10. Lixas sequenciais utilizadas para a planificação dos corpos-de-prova.

Figura 11. Aparelho de ultra-som utilizado entre as lixas de polimento para a remoção de grânulos dos corpos-de-prova.

Figura 12. 1 e 2. 1. Disco de feltro e 2. suspensão de diamante usados no polimento final dos corpos-de-prova.

4.8 Procedimento de abrasão.

Após o período de 24 horas utilizado no segundo armazenamento dos espécimes, procedeu-se o procedimento de abrasão. Para a realização dos testes de abrasão foi utilizada uma máquina para simulação de escovação idealizada para esse propósito e adquirida por meio do auxílio pesquisa da FAPESP nº01/04945-2, através do protocolo descrito por TURSSI, em 2001⁸⁹, e normas da ISO⁴⁴ para testes de desgaste (Figura 13).

O equipamento consiste de um motor que produz movimentos de vaivém em dez braços, nos quais são fixados as cabeças das escovas dentais, viabilizando a simulação simultânea da escovação em dez corpos-de-prova. Os grupos foram escolhidos aleatoriamente e os corpos-de-prova posicionados e estabilizados a uma barra de aço inoxidável que acompanha a máquina, com dez cavidades independentes, com o objetivo de impedir a sua movimentação durante os movimentos de vaivém. As cavidades da barra reproduzem fielmente as dimensões de cada corpo-de-prova.

Em seguida, as cabeças das escovas dentais foram fixadas paralelamente à metade do corpo-de-prova, região esta correspondente ao último incremento inserido durante a confecção do corpo-de-prova e que seria submetida ao teste de abrasão. A outra metade do mesmo corpo-de-prova foi protegida com uma fita isolante, permitindo uma clara identificação entre a área escovada e a área protegida, condição essencial para as futuras mensurações de desgaste (Figura 14). Desta forma, o próprio corpo-de-prova servia como teste e controle, por meio de suas metades desgastadas e protegidas, respectivamente.

Figura 14. 1 e 2. 1. Proteção da metade do corpo-de-prova com fita isolante e disposição em relação à escova dental. 2. Procedimento de escovação simulada sendo realizado.

O equipamento de escovação simulada é dotado de um sensor de temperatura que viabiliza a escovação à $37\pm 2^{\circ}\text{C}$, por meio de monitoramento preciso e livre de interferências externas, simulando a temperatura encontrada na cavidade bucal. O controle da temperatura em 37°C , com variação de ± 2 , durante o procedimento de escovação simulada, é um importante fator que deve ser controlado no estudo, uma vez que a rigidez das cerdas das escovas dentais diminui em temperaturas mais elevadas quando em comparação à ambiente, reduzindo em até 28% a sua ação abrasiva (HARTE; MANLY⁴⁰, 1976). A amplitude da excursão dos movimentos de escovação foi ajustada em 20mm, compatível com a dimensão lateral dos corpos-de-prova. A velocidade de cada ciclo – movimento completo de vaivém – foi ajustado em um sensor específico do equipamento e programado para 4,5 ciclos por segundo com carga de 300g. Durante a escovação, a máquina foi também programada para injetar 0,4mL da suspensão abrasiva a cada 120 segundos.

A suspensão abrasiva consistiu de dentífrico dental (Colgate com cálcio) e água destilada na proporção de 1:3, em peso, e foi pesada e diluída no interior de um Becker com água destilada, de acordo com a especificação 14569-1 da ISO⁴⁴ (Figura 15). O preparo da suspensão abrasiva foi realizado imediatamente antes da sua utilização, com a finalidade de se preservar suas características. Monitorou-se o pH da solução no ato do seu preparo através de um pHmetro (B 371, MicroNal S.A., São Paulo), sendo registrado um valor de 8,0, sem variações significantes.

Um total de 100.000 ciclos de escovação foi realizado, com um tempo de ensaio aproximado de 8 horas, sendo as cabeças das escovas de dente trocadas ao término de cada 50.000 ciclos.

4.9 Limpeza dos corpos-de-prova

Ao término dos 100.000 ciclos de escovação, os corpos-de-prova foram lavados com água corrente com o auxílio de uma pinça clínica, para a remoção dos excessos mais grosseiros da suspensão abrasiva. Em seguida, foram colocados no interior de um aparelho de ultra-som T7 Thomson (Unique Ind. e Com. de Produtos Eletrônicos Ltda., São Paulo, SP), com frequência de 40KHz, durante 10 minutos, cujo compartimento central continha água destilada, com o objetivo de se remover as partículas abrasivas do creme dental.

4.10 Determinação do desgaste

Com os espécimes já submetidos ao procedimento de escovação simulada, limpos e secos, procederam-se as mensurações do desgaste da superfície da resina composta. Para isto, cinco leituras dos perfis reais das superfícies foram efetuadas em cada espécime, sendo a média aritmética das leituras o seu valor representativo.

Para a realização das leituras de desgaste das superfícies dos corpos-de-prova, foi utilizado o rugosímetro Hommel Tester T100 basic (Hommelwerke GmbH ref. # 240851 – Schwenningem – Germany), um aparelho de alta sensibilidade, com uma

ponta apalpadora de diamante que percorre uma superfície em uma distância previamente delimitada (Figura 16). O aparelho apresenta um software específico (Turbo Datawin-NT, Versão 1.34, Copyright © 2001) que processa as informações quantitativamente. Desta forma, os resultados são registrados em um microcomputador que armazena as informações pertinentes aos ensaios.

Após a ponta apalpadora percorrer o espécime, um gráfico é criado pelo software do aparelho possibilitando analisar dois aspectos: a rugosidade e o desgaste da superfície. Para análise da rugosidade, a letra R localizada no canto superior esquerdo do gráfico deve estar selecionada. Para análise do desgaste sofrido pelo espécime, o parâmetro utilizado foi a leitura dos perfis reais das superfícies testadas (seleção da letra P no canto superior esquerdo do gráfico elaborado pelo software do aparelho), padronizando-se o aparelho com os seguintes critérios de mensuração, previamente ao seu uso:

- ✓ T mínima = 8 μ m
- ✓ T máxima = 40 μ m
- ✓ Lt = 10mm
- ✓ Lm = 9mm
- ✓ Lc = 0.00mm (cut-off)

Sendo:

T = tolerância (valores extremos a serem considerados nas leituras)

Lt = limite de tracejamento (extensão real percorrida pela ponta ativa)

Lm = limite de medição (extensão considerada na leitura)

Lc = cut-off (filtragem, minimizando a ondulação da superfície)

Quando a ponta apalpadora percorre o espécime, ela pode estar sujeita à pequenas vibrações que acarretam em saltos ou ausência de contato da ponta com a superfície, prejudicando a leitura. Desta forma, ao deixar a filtragem (Lc) ajustada para 0.00mm (cut-off), o programa automaticamente corrige essas deficiências na leitura.

Com o aparelho programado, a ponta apalpadora percorreu a superfície dos corpos-de-prova, passando pela metade protegida (lado controle) e pela metade não protegida (lado escovado) (Figura 17).

Como o lado controle não foi escovado e apresentava-se plano e polido, em função do polimento prévio ao procedimento de escovação simulada, além da proteção deste lado do espécime, a linha do perfil real de desgaste do lado controle determinada pelo aparelho assemelhava-se a uma reta, sobrepondo-se no gráfico ao valor correspondente ao zero, tornando fácil a identificação das alterações sofridas pelo lado escovado, bem como as mensurações destas alterações (Figura 18).

Quando a ponta apalpadora atingia a área escovada, picos e vales eram determinados no gráfico, correspondendo ao perfil real de desgaste da superfície, tornando nítida a identificação da região submetida à escovação. O desgaste foi então quantificado por este perfil real, medindo-se a distância em micrometros (μm) da linha média do gráfico correspondente à linha do plano da área protegida e coincidente com o zero, até o maior vale correspondente à área escovada.

Foram tomadas cinco leituras em cada corpo-de-prova, de forma livre e aleatória, das quais foi obtida a média considerada como o valor do desgaste para aquele corpo-de-prova.

Uma visão geral e simplificada dos passos da metodologia pode ser observada no fluxograma da Figura 19.

Figura 13. Máquina para ensaios de escovação simulada.

Figura 15. Suspensão abrasiva.

Figura 16. 1, 2, 3, 4 e 5. – Detalhes do 1. aparelho utilizado para mensuração do desgaste, contendo uma 2. ponta apalpadora que percorre a superfície do espécime. 3 e 4. Detalhe da ponta apalpadora. 5. Esquema representativo do gráfico criado pelo programa para a análise do desgaste.

Figura 17. 1 e 2. Representação esquemática da mensuração do perfil real de desgaste dos corpos-de-prova. (1) Aparelho utilizado com destaque para a direção percorrida pela ponta palpadora ao longo do espécime, passando (2) da superfície não escovada para a superfície escovada.

Figura 18. Esquema representativo da mensuração do desgaste.

4.11 Análise estatística

Os resultados foram submetidos à análise estatística para a verificação de diferenças ou não entre os grupos em relação ao desgaste, em função da técnica e do meio de armazenamento. Optou-se pelo teste paramétrico ANOVA (análise de variância) a dois critérios de classificação, uma vez que havia as técnicas de fotoativação e meios de armazenamento como fatores de variação da análise. Após esta avaliação, os dados foram submetidos ao teste de Tukey para comparações individuais entre os diferentes grupos, com nível de significância de 5%, com $p < 0,05$.

Figura 19 – Fluxograma correspondente ao delineamento experimental da pesquisa.

Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Valores de desgaste

As médias dos valores de desgaste dos grupos testados estão descritos na tabela 6.

TABELA 6 – Média do desgaste (μm), desvio padrão, valores das diferenças de desgaste registrados em função do meio de armazenamento e análise estatística dos diferentes grupos estudados.

Grupos	Desgaste* $\pm$ desvio padrão	Diferenças de desgaste
G1 - C/A	13,34 ^{bc} $\pm$ 0,88	2,60
G2 - C/E	15,94 ^d $\pm$ 0,68	
G3 - PD/A	10,50 ^a $\pm$ 1,15	2,43
G4 - PD/E	12,93 ^{bc} $\pm$ 0,65	
G5 - PDP/A	14,18 ^c $\pm$ 1,79	2,14
G6 - PDP/E	16,32 ^d $\pm$ 0,86	
G7 - SS/A	12,33 ^b $\pm$ 1,83	1,82
G8 - SS/E	14,15 ^c $\pm$ 1,14	

* letras iguais indicam não haver diferença estatisticamente significativa.

C = convencional

A = água destilada

PD = pulse delay

E = solução de etanol a 75%

PDP = pulse delay plus

p<0,05

SS = soft-start

Os valores das médias de desgaste para os grupos correspondentes ao armazenamento em água destilada e solução de etanol, estão ilustrados pelas Figuras 20 e 21, respectivamente.

Figura 20. Valores médios de desgaste, em μm , dos diferentes grupos armazenados em água destilada.

Figura 21. Valores médios de desgaste, em μm , dos diferentes grupos armazenados em solução de etanol a 75%.

Para avaliação estatística dos resultados, a análise de variância a dois critérios (técnicas de fotoativação e meio de armazenamento) sobre a variação do desgaste foi empregada inicialmente, mostrando haver diferenças não apenas entre as técnicas de fotoativação como também entre os meios de armazenamento. Para evidenciar estas diferenças, o teste de Tukey ($p \leq 0,05$) foi aplicado, permitindo a comparação individual entre os grupos.

Desta maneira, pôde-se verificar que para o meio de armazenamento água destilada, o método *pulse delay* apresentou significativamente o menor desgaste, seguido pelas técnicas *soft-start*, convencional e *pulse delay plus*”. O valor de desgaste da técnica *pulse delay* mostra-se inferior em relação às demais técnicas. Como evidenciado na tabela 6, a análise estatística demonstrou haver ainda diferenças significativas entre os grupos da técnica convencional e *pulse delay*, e entre a *pulse delay plus* e *soft-start*, mas não evidenciou diferenças quando comparou a técnica convencional aos grupos *pulse delay plus* e *soft-start*. O grupo *pulse delay plus*, por sua vez, apresentou diferenças quando comparado aos grupos das técnicas *pulse delay* e *soft-start*, mas não ao da técnica convencional. De modo geral, as técnicas que utilizaram baixa densidade de potência inicial demonstraram melhor comportamento mecânico em comparação àquelas de maior intensidade de energia.

Analizando os grupos armazenados em solução de etanol 75%, houve um aumento nos valores das médias de desgaste para todos os grupos testados. Entretanto, apesar deste aumento, as comparações individuais entre os grupos mantiveram-se constantes. Dos quatro grupos avaliados, os espécimes fotoativados com a técnica *pulse delay* apresentaram os menores valores de desgaste diante do procedimento de escovação simulada, seguidos igualmente pelos grupos correspondentes às técnicas *soft-start*, convencional e *pulse delay plus*. Apesar do maior desgaste apresentado, novamente as técnicas que utilizaram menores valores de densidade de potência, nos momentos iniciais da fotoativação, comportaram-se melhor mecanicamente.

Comparando o meio de armazenamento, a água destilada mostrou-se menos agressiva para a resina composta, sendo que a solução de etanol a 75% exerceu maior influência na resistência abrasiva do polímero para todos os grupos testados. Independentemente do meio de armazenamento, as técnicas *pulse delay* e *soft-start*

apresentaram os melhores comportamentos em relação à resistência ao desgaste, seguidos pela técnica convencional e *pulse delay plus* (Figura 22).

Figura 22. Diferenças entre os valores de desgaste em função do meio de armazenamento.

Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 Da metodologia

O acompanhamento clínico longitudinal de um material restaurador é o método ideal para se definir o verdadeiro comportamento da restauração (MAIR et al.⁵⁸, 1996). No entanto, tais estudos necessitam de recursos financeiros consideráveis, de um significativo tempo para evidenciar a real influência de parâmetros relacionados à realização de uma restauração, além do envolvimento necessário do paciente para os retornos referentes ao controle da pesquisa. Desta forma, os estudos laboratoriais são delineados objetivando sinalizar o possível comportamento clínico destes materiais. Para isso, torna-se importante simular as condições e desafios existentes no meio bucal de uma maneira a mais fidedigna possível, com a finalidade de se obter resultados compatíveis com a realidade clínica. É essencial que se reconheça, no entanto, que os resultados de resistência ao desgaste demonstrados em estudos laboratoriais, não implicam, necessariamente, num comportamento clínico similar do material restaurador, uma vez que os estudos *in vitro* são limitados na reprodução integral dos fatores *in vivo* que interagem no processo de desgaste.

Para verificar a influência da técnica de fotoativação na resistência abrasiva do polímero formado, fatores que exercem influência na transmissão da luz, como a espessura do material restaurador, a presença e o tipo das partículas e a distância da ponta emissora de luz do aparelho à superfície da restauração, foram todas padronizadas neste estudo. Desta forma, as diferenças na resistência abrasiva podem ser atribuídas ao método de fotoativação e ao meio de armazenamento.

A diversidade na formulação das resinas compostas disponíveis no mercado odontológico, especialmente quanto aos tipos de monômeros, diluentes e fotoiniciadores, constitui um aspecto crítico quanto à uniformidade das propriedades do compósito. Desta forma, torna-se difícil estabelecer comparações entre resinas de diferentes conteúdos orgânicos. Em face do exposto, um tipo de resina composta foi

utilizado neste estudo, para que os resultados fossem dependentes da técnica de fotoativação e do meio de armazenamento.

Frente às diferentes resinas compostas existentes no mercado odontológico, a seleção da resina composta Filtek Z250 para o presente estudo se deu, fundamentalmente, por ser uma resina com grande aceitação no mercado odontológico e apresentar um grande número de estudos científicos com publicações, nacional e internacional, possibilitando comparações de resultados e sistematização de evidências que possam configurar as características inerentes de um material com formulação semelhante (ASENJO-MARTÍNEZ⁵, 2004; D'ALPINO²⁴, 2005; NUNES⁶³, 2006; SANTOS⁷⁹, 2005). Em sua composição, uma mistura de monômeros UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA e TEGDMA estão presentes. O matiz A e croma 2 foram selecionados para padronização quanto aos possíveis efeitos dos corantes na polimerização, além de ser a cor representativa de 80% dos dentes da população.

Espécimes com 2 mm de espessura foram utilizados para assegurar uma polimerização uniforme e adequada do material (RUEGGEBERG et al.⁷², 1994), seguindo as recomendações da *American Dental Association*³ (ADA) bem como as da ISO 4049⁴⁶. Além desta espessura ser clinicamente compatível com a utilizada pelos profissionais, durante a técnica incremental, viabilizava a confecção dos espécimes, uma vez que a matriz apresentava em sua profundidade 4 mm de espessura, sendo esta necessária para a adaptação do espécime à máquina de escovação simulada, implicando desta forma no preenchimento de quatro incrementos, como anteriormente ilustrado na figura 6.

Para adaptação do corpo-de-prova à máquina de escovação simulada, era necessário que o mesmo apresentasse uma espessura de 4mm e comprimento de 15mm. Desta maneira, para se conseguir estas medidas, o preenchimento da matriz com a resina composta foi dividido em quatro etapas. Os incrementos 1 e 2, localizados na base do corpo-de-prova, serviam como suporte de adaptação do mesmo à máquina de escovação simulada. Desta forma, cada incremento ocupava metade da profundidade total de 4mm da matriz, correspondendo a 2mm, e a metade do comprimento total de 15mm da matriz, correspondendo a 7,5mm. Isto permitia que os outros dois incrementos subseqüentes também apresentassem 2mm de

profundidade e 7,5mm de extensão, possibilitando que a ponteira do aparelho fotoativador, que media 8mm de diâmetro, irradiasse efetivamente a metade da superfície do espécime. Assim, um dos incrementos, localizado na metade da superfície do corpo-de-prova, foi utilizado como controle do procedimento de desgaste, uma vez que esta região era protegida durante a execução do teste. Como os outros três incrementos recebiam irradiações adicionais de luz durante a confecção do corpo-de-prova, apenas o último incremento foi fotoativado dentro dos tempos determinados para as diferentes técnicas e para posteriormente ser analisado quanto à resistência ao desgaste. Com esta forma de confecção, o último incremento apresentava medidas ideais para a execução do teste, uma vez que a espessura correspondia a 2mm e o comprimento a 7,5mm.

Os trabalhos (ASENJO-MARTÍNEZ⁵, 2004; TURSSI⁸⁹, 2001), que avaliam resistência ao desgaste são unânimes em indicar um tempo de armazenamento de 7 dias em água destilada previamente aos ensaios, para que ocorra a complementação da polimerização do material, bem como a inerente sorção de água e, conseqüentemente, condições compatíveis para avaliação, simulando a condição clínica. Desta forma, após este período de 7 dias, os corpos-de-prova foram submetidos ao processo de planificação. Esta etapa é fundamental, visto que possibilita uma superfície extremamente lisa e polida, necessária para a posterior aferição do desgaste com o aparelho rugosímetro. Para alcançar este polimento adequado, lixas em ordem decrescente de granulometria foram utilizadas, por um tempo de 1 minuto cada, sendo a ordem das lixas e tempo estabelecidos por meio de teste piloto. Esta superfície lisa e polida, quando levada ao aparelho rugosímetro, permitia o tracejamento de uma linha reta, coincidente com o zero. Assim, protegendo-se a metade da superfície do corpo-de-prova correspondente ao incremento controle 3, tornava-se fácil a identificação do desgaste sofrido pela abrasão da outra metade superficial equivalente ao incremento teste. Por meio desta sistematização para confecção, planificação e proteção dos corpos-de-prova, os mesmos serviam como teste e controle das mensurações de desgaste.

A amplitude do movimento de escovação realizado pelos braços da máquina de ensaios foi padronizada em 20mm, fundamentalmente por duas razões: trata-se de uma amplitude próxima à condição clínica realizada durante a escovação dos dentes

e, possibilita a total abrangência da dimensão do corpo-de-prova⁸⁹. Este comprimento percorrido pela escova varia de 15mm até 85mm nos trabalhos existentes na literatura e influencia o desgaste sofrido pelo corpo-de-prova, como demonstrado por HEATH et al⁴¹, em 1976. HEATH e colaboradores⁴¹, em 1976, observaram que o comprimento de 45mm promove maior desgaste em relação ao comprimento de 15mm, quando associado a um abrasivo. Todavia, quando não há a presença do agente abrasivo, esta relação se modifica, sendo o comprimento de 15mm o que apresenta maior desgaste. Isto é facilmente explicado pelo entendimento das diferentes formas de desgaste existentes no estudo. Quando não há a interposição do agente abrasivo, estamos diante de um processo de desgaste denominado de abrasão de dois corpos. Desta maneira, quanto maior o comprimento percorrido pela escova, menor o tempo que estas superfícies – corpo-de-prova e cerdas da escova – ficam em contato uma contra a outra e, conseqüentemente, menor o desgaste. Já no comprimento de 15mm, para o mesmo tempo empregado, o contato entre as superfícies é muito maior, traduzindo-se em maiores valores de desgaste. Por sua vez, com a interposição de um agente abrasivo, caracteriza-se um processo de desgaste de abrasão de três corpos, e a pressão exercida pelas escovas é agora transmitida integralmente para a superfície do corpo-de-prova, desgastando-o em todo o percurso.

Da mesma forma, padronizou-se a carga de escovação, correspondendo a pressão que as cerdas da escova exerciam sobre o corpo-de-prova. A literatura demonstra uma correlação direta entre o aumento progressivo da carga de escovação e os valores de desgaste (STOOKEY; MUHLER⁸⁴, 1968). No entanto, HEATH et al.⁴¹ demonstram que há um limite de carga correspondendo a 7N, até o qual a escova exercerá a sua função adequadamente, ocorrendo um envergamento das cerdas e comprometimento do teste para valores superiores. A carga foi, portanto, padronizada em 300g, seguindo o protocolo de TURSSI⁸⁹, correspondendo a 3N.

Uma grande divergência existe na literatura quando se avalia a equivalência cronológica *in vivo* dos ciclos de escovação *in vitro*. Segundo AKER¹, o número de ciclos correspondentes a um ano de escovação na cavidade bucal varia de 4.320 a 16.000. No entanto, a correlação mais pertinente parece ser a estabelecida por BUCHALLA e colaboradores¹⁷, estabelecendo que um paciente costuma efetuar em

média 4,5 ciclos de escovação por segundo. Se imaginarmos que a média de tempo de uma escovação é de 120 segundos, podemos distribuí-los igualmente em 20 segundos para cada sextante, correspondendo a 90 ciclos de escovação realizados para cada uma destas regiões. Desta forma, numa previsão de que o paciente escove os dentes uma média de duas vezes ao dia, ter-se-ia 180 ciclos diários de escovação em cada sextante. Assim, um total de 5400 ciclos seriam efetuados ao longo de um mês de escovação. Considerando as possíveis variações nesses cálculos, os autores estabelecem, de uma forma geral, que 6.000 ciclos de escovação simulada equivalem a aproximadamente 1 a 2 meses de escovação *in vivo*. Desta maneira, o presente estudo simulou o equivalente à 28 meses de escovação *in vivo*, aproximadamente, permanecendo dentro do intervalo correspondente ao maior período de desgaste sofrido pelas resinas compostas, como proposto pelo método LEINFELDER ou método das réplicas de avaliação clínica para o desgaste (LEINFELDER et al.⁵³, 1986).

Para a mensuração da variável desgaste, o perfilômetro foi utilizado em função de se constituir em método efetivo para este tipo de mensuração. DE LONG²⁸ afirmou em 2006, que o perfilômetro, em associação ou não com o escaneamento tridimensional e a perda de massa do espécime, constitui-se em método apropriado para quantificar o desgaste. Além disso, HEINTZE et al.⁴², em 2006, compararam três diferentes métodos para quantificar o desgaste *in vitro* de materiais dentários: o perfilômetro, o mapeamento tridimensional por escaneamento a laser e um sensor óptico denominado FTR Micro Prof (Fries Research & Technology GmbH, Bergisch-Gladbach, Germany). Os três métodos se mostraram eficazes na quantificação do desgaste, com boa concordância de valores entre eles. Em função da disponibilidade de equipamento e facilidade operacional, propiciando rapidez de leitura dos espécimes, a análise por perfilometria foi adotada neste trabalho.

A introdução de diferentes meios de armazenamento, como um fator de variação, foi consignada para sintonização com as evidências advindas de publicações científicas que enfatizam a maior suscetibilidade à degradação do polímero quando em contato com solventes alcoólicos presentes em alimentos e bebidas, em decorrência de protocolos de fotoativação que utilizam baixa densidade de potência inicial, comumente empregado nas técnicas com modulação de

irradiação (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004; YAP; WATTANAPAYUNGKUL; CHUNG⁹⁸, 2003).

Uma vez que o metil metacrilato sofre dissolução em etanol, ASMUSSEN⁶, em 1984, estabeleceu a possibilidade de utilização desta solução na análise de algumas propriedades dos polímeros. No entanto, observa-se em diferentes estudos (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004), uma variação entre 50 a 100% na concentração de etanol. Pela revisão bibliográfica pôde ser observado que o uso de uma solução a 50% não reproduz fielmente o desafio que os materiais restauradores estão expostos naturalmente no ambiente bucal. Por outro lado, a concentração de etanol a 100% caracteriza-se como uma condição extrema, que dificilmente encontrar-se-á nesta mesma cavidade. A concentração de 75%, por sua vez, foi adotada no presente estudo considerando as observações de WU¹⁰³ e colaboradores, descrevendo-a como a mais realista frente ao desafio de degradação que os materiais restauradores estão submetidos pela alimentação e bebidas, em função do seu parâmetro de solubilidade ($3.10 \times 10^4 \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$) ser muito próximo daquele para o Bis-GMA, principal monômero constituinte das resinas compostas. Além disso, está entre as soluções recomendadas pelo órgão *Food and Drug Association*¹⁰³ (FDA) para serem usadas como simuladoras das possíveis agressões provocadas pelos produtos químicos provenientes dos alimentos aos diferentes substratos.

Desta forma, torna-se apropriado predizer que os materiais restauradores expostos laboratorialmente à solução de etanol a 75%, sofreriam a mesma influência sobre a sua degradação e amolecimento quando comparados à refrigerantes, doces, frutas, enxaguatórios bucais, bebidas alcoólicas e óleos, tais como os encontrados em manteigas, carnes e molhos de saladas (WU; MCKINNEY¹⁰³, 1982).

6.2 Dos resultados

O desgaste das resinas compostas, principalmente nas regiões de contato oclusal, ainda é uma limitação deste material, influenciando a sua indicação mais ampla. Exatamente por esta limitação, optou-se pela análise da resistência ao desgaste, com simulação por escovação, a fim de se consubstanciar ou não as assertivas relacionadas à influência dos métodos de fotoativação nesta propriedade. Os resultados de resistência abrasiva do presente estudo, no entanto, não corroboram com as concepções expostas por autores como ASMUSSEN⁹, 1998; FERRACANE³⁷, 1995; ASMUSSEN⁷, 2001; ASMUSSEN⁸, 2001; ASMUSSEN¹⁰, 2003; YAP⁹⁴, 2004; SOH⁸³, 2004; uma vez que as técnicas que modulam a fotoativação não comprometeram a propriedade mecânica de resistência à abrasão do polímero formado. Os espécimes de resina composta fotoativados com a técnica convencional e *pulse delay plus*, ambas com alta densidade de potência do estudo, apresentaram maiores valores de desgaste, quando em comparação aos métodos em que se utilizou menor densidade de potência inicial, quer sejam, *soft start* ou *pulse delay*.

Algumas hipóteses podem ser formuladas para a explicação deste fenômeno, devendo-se considerar que quando uma alta densidade de potência inicial é irradiada à resina composta, a reação de polimerização ocorre de forma bastante rápida ou abrupta, apresentando uma breve fase pré-gel. Com isto, haveria uma limitação da mobilidade dos monômeros presentes na constituição da resina, causada pelo rápido aumento do módulo de elasticidade do material. Tornando-se rígido rapidamente, as duplas ligações de carbono localizadas nos grupos funcionais dos monômeros ficariam aprisionadas e imóveis no interior das cadeias poliméricas e impedidas de reagirem entre si, caracterizando grupos pendentes (D'ALPINO²⁴, 2005; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995). Este fenômeno foi denominado por FERRACANE; BERGE³⁷ como contração histórica de polimerização, no sentido de que à medida que a reação de polimerização ocorre, os monômeros tornam-se cada vez mais estáticos no interior do material, ou seja, ficam como grupos pendentes na estrutura polimérica que está se formando. Desta forma, quando o material é submetido ao processo de abrasão, como por escovação simulada, estes grupos

pendentes comprometeriam a resistência do material restaurador, facilitando o processo de desgaste.

Respalhando estas considerações, CHEN¹⁹, em 2006, demonstrou que os primeiros dez segundos são fundamentais para a absorção de fótons pelo agente fotoiniciador existente no material restaurador. Após este período, ocorre uma diminuição significativa desta capacidade de absorção, sendo que aos 40 segundos de irradiação ela é praticamente inexistente. Desta maneira, ao se irradiar inicialmente a resina com alta densidade de potência, grande parte desta energia é absorvida, acelerando a reação de polimerização e contribuindo para a diminuição da fase pré-gel, favorecendo ainda mais a contração histórica de polimerização – imobilidade dos monômeros – e a formação de grupos pendentes.

Quando da comparação do armazenamento dos espécimes de resina composta em água destilada e solução de etanol a 75%, observa-se um maior aumento nos valores de desgaste quando da imersão em solução alcoólica, indicando que esse solvente exerce maior influência na degradação do polímero. Todavia, este aumento ocorre independentemente da técnica de fotoativação utilizada, ou seja, os valores de desgaste aumentaram para todos os grupos testados. Cabe ressaltar, ainda, que a mesma relação de desgaste encontrada para os grupos armazenados em água destilada foi observada após o armazenamento na solução de etanol a 75%, não havendo uma relação direta entre a técnica de fotoativação e a maior suscetibilidade à degradação pelo solvente, quer em solução aquosa ou alcoólica, como visualizado na figura 25.

Como pode ser deduzido pela tabela 6, as diferenças nos valores de desgaste registrados, em função do meio de armazenamento, foi da ordem de 2,60µm para os grupos fotoativados pela técnica convencional (G1 e G2), de 2,43µm com o uso da técnica *pulse delay* (G3 e G4), de 2,14µm para a *pulse delay plus* (G5 e G6) e de 1,82µm na técnica *soft-tart* (G7 e G8). Apesar desta diferença numérica, provavelmente, do ponto de vista clínico, não se poderia considerar como elemento isolado para afetar o comportamento da restauração. Ademais, dentro dos parâmetros sinalizados pela *American Dental Association*²⁸, para aceitação do uso de resinas compostas para uso em dentes posteriores, há a indicação de um desgaste de até 50µm ao ano, que por correspondência permite situar todos os grupos analisados

dentro deste valor. Adicionalmente, a literatura tem evidenciado que a média do desgaste de resinas compostas ao longo de um ano, varia de 36µm a 120µm nas regiões de contato oclusal, entre 50µm e 100µm no contato proximal e de 10µm a 50µm em áreas livres de contato (DE LONG²⁸,2006; HEINTZE⁴², 2006). Pelos resultados pode-se evidenciar que apesar dos 100.000 ciclos de escovação estabelecidos para os diferentes grupos, correspondendo em período aproximado de 28 meses *in vivo*, os valores de desgaste encontrados foram inferiores aos indicados pela literatura, provavelmente em função do método *in vitro* não permitir a simulação de todos os fatores envolvidos no processo de desgaste, tal qual ocorre na cavidade bucal.

Não obstante a ingestão de diferentes substâncias, como bebidas alcoólicas, possibilitam um desgaste ligeiramente maior, conforme pode ser observado para todos os grupos armazenados em etanol a 75%, face à maior agressividade deste solvente em comparação a água, deve-se considerar que, adicionalmente, os materiais restauradores estão expostos a um ambiente bastante heterogêneo existente na cavidade bucal, sendo constantemente influenciados pelas condições salivares e, freqüentemente por produtos metabólicos, resultantes da fermentação de carboidratos e sacarose pelas bactérias do biofilme dental, com conseqüente formação de ácido láctico, além de uma variedade de ácidos, bases, sais e álcoois. A composição química e a duração da exposição destas substâncias são fatores importantes na forma como influenciam os materiais restauradores, podendo comprometer a sua longevidade clínica. Neste aspecto, algumas características da rede polimérica formada como a sua hidrofília, porosidade, densidade de ligações cruzadas e o parâmetro de solubilidade ditam o seu possível grau de degradação, sendo imprevisível, portanto, uma definição ou precisão real do comprometimento clínico do material.

A porosidade e os espaços intermoleculares existentes na rede polimérica constituem-se canais para o transporte de fluídos para o interior e o exterior do material, servindo de locais para o seqüestro de moléculas constituintes do polímero, conduzindo à dissolução. A qualidade da estrutura polimérica final formada durante a polimerização dita a suscetibilidade do polímero à degradação pelo solvente. Polímeros mais lineares têm sido considerados mais suscetíveis, por apresentarem maior porosidade e espaços intermoleculares em sua estrutura, que favorecem à

difusão do solvente (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004). Polímeros com uma maior densidade de ligações cruzadas, todavia, deveriam apresentar maior resistência à ação do solvente em função da ligação cruzada, caracterizada por ligações covalentes que mantêm uma proximidade entre as cadeias poliméricas, reduzindo a porosidade e a difusão do solvente pelo polímero (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004). Quando se considera, ainda, que as ligações do tipo primárias e secundárias são mais frágeis quando comparadas às ligações do tipo cruzadas, tornar-se-ia mais compreensível o mecanismo de degradação dos polímeros, provavelmente a longo prazo. Ao absorver água e substâncias químicas do ambiente, a baixa força de atração existente entre as cadeias poliméricas formadas pelas ligações primárias e secundárias são facilmente rompidas pelas moléculas do solvente, os quais unem-se com os componentes da cadeia polimérica. Com esta nova união, alteram-se as propriedades do polímero, traduzindo-se numa maior plasticidade e liberação de componentes estruturais para o meio externo que o circunda.

Nesse sentido, deve-se considerar que independente da estrutura de ligação das cadeias poliméricas, quantidades aumentadas de grupos pendentes existentes no interior do material restaurador, quando as técnicas de alta densidade de potência inicial foram empregadas, pode ter acelerado a degradação ou dissolução do polímero formado, traduzindo-se numa menor resistência à abrasão por escovação simulada. Como demonstrado no presente estudo, os grupos G2 (técnica convencional e espécimes armazenados em solução de etanol a 75%) e G6 (técnica *pulse delay plus* e espécimes armazenados em solução de etanol a 75%) apresentaram os maiores valores de desgaste. Esta maior susceptibilidade das cadeias poliméricas lineares ao etanol pode ser explicada pela interação do solvente com o polímero. O solvente penetra pela rede polimérica formada, dissolvendo as ligações secundárias existentes entre as cadeias, ligações estas sempre lineares. Todavia, as ligações covalentes primárias cruzadas são mais resistentes a esta ação, em especial em função de sua quantidade. Enquanto segmentos individuais do polímero são dissolvidos facilmente, as ligações cruzadas previnem a dissolução em função de

estabelecerem adequada interação com o polímero, prevenindo as moléculas de serem transportadas para fora do material.

Por sua vez, uma polimerização iniciada com baixa densidade de potência, caracterizada neste estudo pelos métodos *pulse delay* e *soft start*, mostrou-se favorável à formação de um polímero mais resistente à abrasão, mesmo na presença de um desafio alcoólico, possivelmente pelo aumento da fase pré-gel da reação de polimerização, favorecendo uma menor quantidade de grupos pendentes existentes no interior do material.

Os resultados encontrados neste estudo não corroboram com a concepção defendida por alguns autores (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004), os quais reportam que as técnicas que modulam a fotoativação resultam em polímeros com maior susceptibilidade à degradação em etanol e, conseqüentemente, mais frágeis mecanicamente, tomando-se por base testes de microdureza antes e após o armazenamento em solução de etanol, e análise pelo grau de transição vítrea do polímero formado. Embora a literatura específica apresente a análise estatística como parâmetro para referendar a significância pelas diferenças numéricas observadas nos valores de dureza, WATTS, AMER e COMBE¹⁰¹, consideraram o parâmetro relacionado à porcentagem de dureza máxima, como elemento básico para estabelecimento de significância e consubstanciar comprometimentos nas características intrínsecas do material, admitindo que uma redução porcentual de até 20% é aceitável e não comprometeria as suas características. Os resultados dos estudos supra citados devem, portanto, ser interpretados com a devida cautela, uma vez que a variabilidade dos valores de microdureza encontrados para os diferentes grupos testados, situam-se dentro desta redução porcentual aceitável. Não obstante, a análise dos valores de microdureza, isoladamente, não pode ser utilizada como parâmetro para validar o comportamento mecânico do material (NUNES⁶³, 2006; SANTOS⁷⁹, 2005).

YAP et al.⁹⁴, em 2004, afirmaram que a modulação da fotoativação deve ser evitada com a finalidade de não comprometer a resistência do polímero formado, não obstante em 2005⁶⁰, terem considerado que os diferentes métodos de fotoativação

não afetaram as propriedades mecânicas avaliadas do compósito, como também não influenciaram na suscetibilidade à dissolução pelo etanol, ressaltando ainda que “*as técnicas do tipo “soft-start” parecem ser mais efetivas que o modo contínuo de fotoativação*”. (NEO et al.⁶⁰, 2005).

A literatura demonstra que quando espécimes fotoativados pelas técnicas *soft-start* e *pulse delay* foram submetidos à testes de microdureza do tipo Wallace e Knoop, antes e após armazenamento em etanol, uma redução nos valores de microdureza Knoop e um aumento nos valores de microdureza Wallace foram constatados, caracterizando um amolecimento do material (ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁷, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁸, 2001; ASMUSSEN; PEUTZFELDT⁹, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT¹⁰, 2003; FERRACANE; BERGE³⁷, 1995; SOH; YAP⁸³, 2004; YAP et al.⁹⁴, 2004). A partir destes resultados, os autores propõem que estas técnicas deveriam ser evitadas, uma vez que o protocolo de irradiação utilizado pelas mesmas conduziria a uma estrutura polimérica mais linear, com uma menor densidade de ligações cruzadas, prejudicando a qualidade final do polímero formado.

Dentro desta mesma preocupação, WITZEL e colaboradores¹⁰², em 2005, analisaram os efeitos das técnicas de fotoativação nas propriedades finais do polímero, por meio da aferição do grau de conversão, resistência flexural, microdureza Knoop, tensão de contração e degradação em etanol, frente às técnicas convencional, *soft start* e *pulse delay*. A resina Z250 foi utilizada na confecção dos espécimes, empregando-se três protocolos de fotoativação: 1 - método contínuo com 600mW/cm² por 40 segundos; 2 - método contínuo com 200mW/cm² por 120 segundos e 3 - método descontínuo, *pulse delay*, com 600mW/cm² por um segundo, seguido por três minutos de espera e irradiação final de 600mW/cm² por 39 segundos, provendo uma densidade de energia de 24 J/cm² para todos os espécimes. O grau de conversão foi mensurado pelo método FT-Raman e a tensão de contração medida por meio de extensômetros acoplados à máquina de ensaios. Após armazenamento dos espécimes em etanol 100% por um período de 24 horas, os testes mecânicos foram executados. Contrariamente às observações dos autores acima citados, os diferentes protocolos de fotoativação não exerceram influência no grau de conversão do material, assim como a imersão em etanol não afetou as demais

propriedades mecânicas avaliadas, destacando que a modulação da polimerização da resina composta pela técnica *pulse delay* reduziu significativamente a tensão de contração durante a reação de polimerização.

Evidencia-se, portanto, que apesar de concepções divergentes encontradas na literatura, no que tange aos efeitos da modulação da ativação de materiais fotossensíveis, deve-se considerar que parâmetros isolados, como a simples mensuração da microdureza, não podem ser utilizados como elemento absoluto para validar as diferentes técnicas de fotoativação, sendo necessária a associação de análises que possam traduzir ou consubstanciar o efetivo comportamento da resina composta em termos de resistência mecânica, como o desgaste superficial por abrasão à escovação simulada, ou por métodos que possam estabelecer correlação mais próxima com a condição clínica que os materiais restauradores estão predispostos. Desta maneira, a inferência de que o maior amolecimento do polímero implique em maior fragilidade mecânica, não pode, por si só, apresentar um parâmetro absoluto para qualificar o desempenho do material, devendo-se associar outros testes, como de resistência ao desgaste. Portanto, a análise das propriedades mecânicas das resinas compostas, com incorporação de testes adicionais, traduz-se como um importante fator para validação de suas características intrínsecas, favorecendo a indicação desses materiais nos diversos tipos de restaurações, principalmente quanto ao seu uso em dentes posteriores (NUNES⁶³, 2006).

Além disso, é oportuno salientar que a cinética de polimerização é referida na literatura como sendo um fator que apresenta relação direta com um adequado selamento marginal (MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁵⁹, 1997; SAKAGUCHI; BERGE⁷⁶, 1998; SUH⁸⁵, 1999; UNO; ASMUSSEN⁹⁰, 1991). Nesse sentido, a utilização de baixos valores de densidade de potência inicial fornece uma condição favorável para preservação da integridade marginal, uma vez que diminui significativamente a tensão gerada pela contração de polimerização durante a reação da resina composta (LOPES⁵⁵, 2003), sem comprometer a resistência ao desgaste da restauração.

Conclusões

7 CONCLUSÕES

As interpretações dos resultados permitem concluir que:

1. Os métodos de fotoativação que utilizaram baixa densidade de potência inicial não comprometeram a resistência à abrasão da resina composta testada;
2. A utilização de alta densidade de potência inicial durante a fotoativação da resina composta não proporcionou uma estrutura polimérica mais resistente à abrasão;
3. O armazenamento em solução de etanol a 75% induziu maiores valores de desgaste da resina composta em comparação ao meio aquoso, sendo que os valores de resistência à abrasão mantiveram-se proporcionais, independente dos diferentes métodos de fotoativação utilizados.

Desta maneira, aceita-se a hipótese nula de que (1) as diferentes técnicas de fotoativação não alteram as propriedades de resistência ao desgaste abrasivo da resina composta, e rejeita-se a hipótese nula de que (2) a variação dos meios de armazenamento, aquoso ou alcoólico, não compromete a resistência à abrasão da resina composta.

*Referências
Bibliográficas*

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aker JR. New composite resins: comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surfaces. *J Amer Dent Ass* 1982;105(4):633-5.
2. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liner on cup deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent* 2001;26(4):406-11.
3. American Dental Association. Council on dental materials and devices. Specification n.27 for direct filling resins. *J Am Dent Assoc* 1977;94(6):1191-5.
4. American Dental Association. Council on dental materials, instruments and equipment. Visible light-cured composites and activating units. *J Am Dent Assoc* 1985; 110(1):100-2.
5. Asenjo-Martínez MAJ. Avaliação do desgaste e da rugosidade superficial de uma resina composta, após escovação simulada, em função de diferentes energias e fontes de luz usadas na polimerização. Bauru, 2004. 154p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
6. Asmussen E. Softening of BisGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res* 1984;92(3):257-61.
7. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res* 2001;80(6):1570-3.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci* 2001;109:282-5.
9. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mat* 1998;14(1):51-6.
10. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mat* 2003;19:466-70.

11. Barros GKP, Aguiar FH, Santos AJ, Lovadino JR. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. *Oper Dent* 2003;28(5):642-6.
12. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(6):328-39.
13. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(1):23-32.
14. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1967;74:439-45.
15. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2000;13(3):121-2.
16. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(3):176-84.
17. Buchalla W, Attin T, Hellwig E. Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions. *Oper Dent* 2000;25(6):482-7.
18. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;126(9):1280-6.
19. Chung CM, Kim JG, Kim MS, Kim KM, Kim KN. Development of a new photocurable composite resin with reduced curing shrinkage. *Dent Mat* 2002;18(2):174-8.
20. Chye CH, Yap AUJ, Laim YC, Soh MS. Post-gel polymerization shrinkage associated with different light curing regimens. *Oper Dent* 2005;30(4):474-80.
21. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater* 1996;12(4):218-26.
22. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 1971/2005;9(4):215-32.

23. Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontol Scand* 1993;51(5):299-311.
24. D'alpino P. Influência da fonte de luz fotoativadora na resistência de união e na micromorfologia da interface adesiva de restaurações de resina composta – Um estudo *in vitro* com microscopia de fluorescência. Bauru, 2005. 207p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
25. Dauviller BS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000;79(3):818-23.
26. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restorations. *J Dent* 1997;25(6):435-40.
27. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63(2):146-8.
28. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dent Mat* 2006;22(8):702-11.
29. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton J. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosth Dent* 2000;84(5):499-505.
30. Elliott J, Lovell LG, Bowman CN. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understand the cure of dental resins. *Dent Mat* 2001;17(3):221-29.
31. Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res* 2003;82(10):824-8.
32. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mat* 1990;6:167-71.
33. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9(1):2-5.
34. 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):1636-39.
35. Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995;103(5):322-6.

36. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21(4):441-52.
37. Ferracane JL, Berge HX. Fracture toughness of experimental dental composites aged in ethanol. *J Dent Res* 1995;74:1418-23.
38. Franco EB; Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Rev Biodonto* 2003;2(1):1-59.
39. Hanning M, Friedrichs C. Comparative *in vivo* and *in vitro* investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent* 2001;26(1):3-11.
40. Harte DB, Manly RS. Four variables affecting magnitude of dentifrice abrasiveness. *J Dent Res* 1976;55(3):322-7.
41. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehab* 1976;3(2):121-38.
42. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22(8):712-34.
43. Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent* 1998;23(1):36-42.
44. International Organization for Standardization. Dental materials – guidance on testing of wear. Part 1. Wear by tooth brushing. Technical Specification 1999;no.14569-1.
45. International Organization for Standardization. Dentistry – guidance on testing of wear. Part 2. Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification 2001;no.14569-2.
46. International Organization for Standardization. Dental materials – polymer-based filling, restorative and luting materials. Technical Specification 1999;no.4049:2000.
47. Kanca J 3rd, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;12(3):107-12.
48. Kinomoto Y, Torri M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*. 1998;26(2):165-71.
49. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An *in vitro* test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(8):953-60.

50. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and fillers adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-137.
51. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22(8):693-701.
52. Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB. An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 1989;20(10):755-61.
53. Leinfelder KF, Taylor DR, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurements of posterior composite resins. *Dent Mater* 1986;2(5):198-201.
54. 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):436-44.
55. Lopes LG. Avaliação da contração de polimerização e das tensões promovidas em função de diferentes sistemas de polimerização e de materiais restauradores estéticos. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2003.
56. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999;78(8):1469-76.
57. Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composites resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int* 1986;17(12):777-84.
58. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RH, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 1996;24(1-2):141-8.
59. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "soft-start polymerization". *J Dent* 1997;25(3-4):321-30.
60. Neo BJ, Soh MS, Teo JW, Yap AUJ. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper Dent* 2005;30(6):671-75.

61. Nicholson JW. The chemistry of polymers. In chapter 2: Polymerization reactions. 2006; 3rd ed. Royal Society of Chemistry. 212 pages.
62. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent. Mater.* 1997;16(1):60-73.
63. Nunes, MCP. Avaliação da microdureza e desgaste por escovação simulada de uma resina composta, em função de diferentes fontes de luz e energias de ativação. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2006.
64. Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composite. *Oper Dent* 2002;27(2):192-98.
65. Okamura LH, Miyasaka T, Hagiwara T. Development of dental composite resin utilizing low-shrinking and low-viscous monomers. *Dent Mater J* 2006;25(3):437-44.
66. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2):97-116.
67. Peutzfeldt A, Asmussen E. Investigations on polymer structure of dental resinous materials. *Trans Acad Dent Mater* 2004;18:81-104.
68. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84(7):659-62.
69. Pfeifer CS, Braga RR, Ferracane JL. Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites. *Oper Dent* 2006;31(5):610-5.
70. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1999;Suppl.25:S4-S15(quizS73).
71. Rueggeberg FA, Caughman WF, Chan, DCN. Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing. *J Esthet Dent* 1999;11(4):197-205.
72. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19(1):26-32.
73. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993;6(2):91-5.

74. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of pulse-delay curing on in vitro wall-to-wall contraction of composite in dentin cavity preparations. *Am J Dent* 2001;14(5):295-6.
75. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent* 2001;14(3):145-7.
76. 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.
77. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 1992;20:178-82.
78. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunezak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization shrinkage of composite restoratives. *J Dent* 1991;19(5):312-6.
79. Santos PA. Avaliação da resistência coesiva e da microdureza de uma resina composta polimerizada com fontes de luz halógena e LED. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2005.
80. Sideriou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;(24):655-65.
81. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resine-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mat* 2000;16(5):292-96.
82. Söderholm KJ, Richards ND. Wear resistance of composites: a solved problem? *Gen Dent* 1998;46(3):256-65.
83. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent* 2004;32(4):321-326.
84. Stookey GK, Muhler JC. Laboratory studies concerning the enamel and dentine abrasion properties of common dentifrice polishing agents. *J Dent Res* 1968;47(4):524-32.
85. Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compend Cont Educ Dent Suppl* 1999;(25):34-41.

86. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63(3):342-9.
87. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. *Dent Mater* 1989;5(3):157-60.
88. Terry DA, Leinfelder KF. Managing stress with composite resin, part 1: The restorative-tooth interface. *Dent Today* 2006;25(12):98,quiz104.
89. Turssi CP. Micromorfologia superficial de materiais estéticos submetidos a diferentes processos de degradação. Piracicaba, 2001. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.
90. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 1991;99(5):440-4.
91. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995;23(3):183-9.
92. Yap AU, Ong LF, Teoh SH, Hasting GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26(3):228-35.
93. Yap AUJ, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001;26(3):260-6.
94. Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent* 2004;29(4):410-15.
95. Yap AUJ, Soh MS, Siow KS. Post gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 2002;27(1):81-7.
96. Yap AUJ, Tan KB, Bhole S. Comparison of aesthetic properties of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent* 1997;22(4):167-72.
97. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light cured composites. *Oper Dent* 2000;25(2):98-103.
98. Yap AUJ, Wattanapayungkul P, Chung SM. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent* 2003;28(6):723-27.

99. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mat* 2001;17(4):359-66.
100. Watts DC, al Hindi A. Intrinsic soft-start polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mat* 1999;15(1):39-45.
101. Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984;156(1):209-15.
102. Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Wawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction of resin-based materials. *J Dent* 2005;33(9):773-9.
103. Wu W, McKinney JE. Influences of chemical on wear of dental composites. *J Dent Res* 1982;61(10):1180-3.

Abstract

In an attempt to reduce the stresses generated during polymerization shrinkage of composite resins or minimize its effects, different light-curing techniques have been proposed as alternatives to the conventional technique, which are known as light-curing modulation techniques, and suggest the use of low power density at the initial moments of the polymerization reaction. However, due to the low power density applied to the composite resin, it is believed that some properties of the material would be negatively affected, which might produce a polymer mechanically more fragile. Considering that, this study was conducted to investigate the in vitro abrasive wear of a composite resin subjected at four different photoactivation methods, as well as in the susceptibility of the final polymer structure formed, in function of the variation of the way of storage, watery or alcoholic. Device VIP (BISCO), that it makes possible independent commands of power density and time was selected. Four different photoactivation methods had been investigated: Conventional (C: 600mW/cm² X 40s), Pulse-delay (PD: 200mW/cm² X 3s 3 min wait 600mW/cm² X 37s), Pulse-delay plus (PDP: 600mW/cm² X 3s 3 min wait 600mW/cm² X 37s) and Soft-start (SS: 200mW/cm² X 10s 600mW/cm² X 30s). After the photoactivation, the specimens had been stored in two distinct ways, distilled water and solution of ethanol 75%, for 24 hours, and submitted to the test of simulated toothbrushing. The data had been analyzed by statistical tests two-way ANOVA and Tukey. Photoactivation methods which use low power density had not compromised the abrasive resistance of the composite resin tested, when comparable to that with high intensity.