INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA DENSIDADE DE POTÊNCIA NA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESINAS COMPOSTAS À BASE DE METACRILATO E SIORANO

WAGNER BASEGGIO

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

BAURU
2011

INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA DENSIDADE DE POTÊNCIA NA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESINAS COMPOSTAS À BASE DE METACRILATO E SIORANO

WAGNER BASEGGIO

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

Orientador: Eduardo Batista Franco

Versão corrigida

BAURU
2011

B74i Baseggio, Wagner
Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e adaptação marginal de resinas compostas à base de metacrilato e silorano. / Wagner Baseggio - Bauru, 2011.
xxii, 161 p.: il.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP

Autorizo, exclusivamente pra fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data:

"Sem a curiosidade que me move, que me inquieta, que me insere na busca, não
aprendo nem ensino"

Paulo Freire

Dedico esta tese de doutorado...

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...**

Como é bom tê-lo em minha vida. Seu companheirismo está sempre em meu coração.

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. Muito obrigado por todos os mimos e carinhos. Com você, a vida fica muito mais doce.

Aos meus sobrinhos, **Théo e Thaíse...**

Cada sorriso, cada abraço, cada beijo recebidos, gestos de amor e carinho que se exteriorizam desde cedo, fazem com que me sinta revigorado para a vida.

Aos gêmeos, que tornam a minha vida mais bela e feliz.

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

Ao meu mestre e orientador

Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Se não bastassem os momentos de aprendizado durante toda a orientação do mestrado, tive o privilégio de tê-lo como orientador novamente em meu doutoramento, possibilitando maior convívio, e, conseqüentemente, admiração ainda maior pelo professor.

Sua amizade, calma, otimismo e imensurável conhecimento, guiou meus passos nos últimos cinco anos, desde o início do mestrado. 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, atenção e conselhos dedicados não apenas no âmbito de meu aprendizado, como também durante as incertezas e escolhas profissionais. Pela paciência e humildade que sempre demonstrou ao esclarecer minhas dúvidas, por ampliar a minha percepção e o meu entendimento sobre a pesquisa, 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 doutorado, 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 e dedicação à vida acadêmica são para mim fonte de motivação para o aperfeiçoamento e estudo constantes.

Ao Professor Doutor **José Carlos Pereira**, pelo convívio amistoso, pelos auxílios e dicas clínicas e orientações científicas. 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.

Ao Professor Doutor **Carlos Eduardo Francischone**, pela oportunidade de pesquisarmos e publicarmos juntos.

Aos meus amigos professores, **Fabiana Scarparo Naufel, Julio Katuhide Ueda, Luis Alberto Formighieri, Vera Lúcia Schmitt, Virgínia Bosquioli, Cristina Miura, Laerte Bremm, Daniela Boleta.**

Muito obrigado por compartilharem comigo a deliciosa experiência de ser cirurgião-dentista, professor e ensinar a Odontologia.

Ao Professor Doutor **Alberto Consolaro**, pela experiência única e inesquecível de poder compartilhar da maneira genial como divulga suas idéias e transmite seus ensinamentos, que ficarão para sempre inscritos 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...

Rafael Luiz Schneider, por mostrar-me que a vida se torna muito mais fácil quando não estamos sozinhos. Muito obrigado por compartilhar diariamente os meus medos e ansiedades, auxiliando-me com o conforto necessário à superação, ao mesmo tempo em que dividimos as alegrias e comemoramos as conquistas da vida. Aprendemos e ensinamos um ao outro!

Contigo ganhei mais uma família. Muito obrigado por permitir-me fazer parte da sua vida, da mesma forma como você integra a minha.

Carla Sipert, pela sempre agradável companhia e conversas sobre a ciência, o ensino, a pesquisa.... Em ti encontrei muito mais do que uma amiga para compartilhar crônicas e livros de Rubem Alves, nosso exemplo maior de educador, mas sobretudo, um modelo de competência e determinação.

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 últimos anos longe de casa mais divertidos e agradáveis, como também nos ajudou a superar a saudades de nossa família.

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

Flávia Pardo Salata Nahsan, por compartilhar comigo a maravilhosa experiência da amizade. Contigo descobri que os laços de família ampliam-se para muito mais que a simples consanguineidade.

Luciana Fávaro Francisconi, que com seu carinho e simpatia conquistou meu afeto e admiração, que logo se ampliaram para toda a sua família. Sua determinação e dedicação aos estudos são exemplos que levarei. Muito obrigado por ter marcado minha passagem por Bauru.

À turma de Pós-Graduação: **Juan Rommel Medina-Valdivia**, **Marcela Calábria** e **Cristiane Machado**, pela convivência e coleguismo.

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.

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

Edimauro, pelas horas agradáveis e bons momentos de convívio durante a análise e registro das fotomicroscopias no Microscópio Eletrônico de Varredura.

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 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.

Às instituições...

Universidade de São Paulo, na pessoa do Magnífico Reitor Professor Doutor **João Grandino Rodas**, e a **Faculdade de Odontologia de Bauru**, na pessoa de seu Diretor Professor Doutor **José Carlos Pereira**, 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 do Professor Doutor **Paulo César Rodrigues Conti**, 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

RESUMO	xix
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1 análise sobre o fenômeno de desenvolvimento de tensões em resinas compostas	13
2.2 as técnicas de fotoativação e os seus efeitos sobre a contração de polimerização e as propriedades mecânicas do polímero final formado	47
3 PROPOSIÇÃO	61
4 MATERIAL E MÉTODOS	65
4.1 materiais empregados	67
4.2 método	67
4.2.1 análise quantitativa da contração de polimerização	71
4.2.1.a bases e equipamentos	72
4.2.2 análise qualitativa da interface restauradora	77
4.2.2.a preparo cavitário	79
4.2.2.b restauração dos preparos cavitários	80
4.2.2.c fotoativação	82
4.2.2.d armazenamento dos espécimes	82
4.2.2.e corte dos espécimes	83
4.2.2.f metalização e análise em microscopia eletrônica de varredura	85
4.2.2.g impressão das fotomicroscopias e análise qualitativa da interface restauradora	85
4.3 análise estatística	89
5 RESULTADOS	91
5.1 análise quantitativa da contração de polimerização	93
5.2 análise qualitativa da interface restauradora	99
6 DISCUSSÃO	115
6.1 do método científico empregado	117
6.2 dos resultados obtidos	120
6.2.1 correlações entre as forças de contração e a cinética da reação de polimerização para as resinas de metacrilato e silorano	120

6.2.2 efeito da contração na adaptação marginal dos materiais	131
7 CONCLUSÕES	141
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145
9 ABSTRACT	159

RESUMO

Este estudo avaliou quantitativamente a contração de polimerização em função do aumento dos valores de densidade de potência irradiados em compósitos à base de metacrilatos e silorano, e qualitativamente a interface restauradora em relação à abertura de fendas marginais, em função da variação do tipo de substrato dentário. As resinas Filtek Z250 e Filtek P90 foram fotoativadas com 200, 400, 600, 800 e 1000 mW/cm², em um volume constante de 12 mm³, e os valores de contração aferidos por meio da máquina de ensaios universal. Para análise qualitativa da interface restauradora, preparos cavitários classe V de 2x2x2 mm foram restaurados em incisivos bovinos, fotoativados com os mesmos valores de irradiância, e analisados em microscopia eletrônica de varredura nas interfaces da parede circundante em esmalte, parede circundante em dentina e parede axial. Os resultados quantitativos da contração de polimerização foram analisados pelo teste ANOVA a dois critérios e Tukey ($p \leq 0,05$), enquanto para os dados qualitativos os testes Mann-Whitney, Kruskal-Wallis e Miller foram empregados. O aumento progressivo da densidade de potência influenciou diretamente na contração de polimerização dos materiais estudados, não obstante a resina composta à base de silorano ter demonstrado valores significativamente menores. A integridade marginal sofreu influência do substrato dentário bem como da densidade de potência utilizada, para as duas resinas estudadas.

PALAVRAS-CHAVE: contração; resinas de baixa contração; resinas à base de silorano; fotoativação.

Introdução

1 INTRODUÇÃO

Os compósitos restauradores vêm sofrendo modificações significativas desde a introdução destes materiais no mercado odontológico, na expectativa de melhoria das propriedades físico-químicas e das características manipulativas relacionadas à prática operatória pelo Cirurgião-Dentista. Primeiramente foram realizadas alterações no sistema de ativação e agentes iniciadores do processo, por substituição do componente principal da reação química de polimerização - peróxido de benzoíla -, pela ativação física por meio do componente fotoiniciador – canforquinona -, favorecendo uma reação controlada e temporizada por energia luminosa com comprimento de onda específico.

Uma vez providas melhorias na manipulação e no tempo de trabalho, os estudos científicos conduziram-se para a necessidade do aumento da resistência do material e das características de superfície, especialmente lisura compatível à integração com os tecidos moles bucais, além de comportamentos ópticos que mimetizassem as estruturas dentárias hígdas, expandindo suas indicações estéticas (FERRACANE, 2011). Nesse sentido, a matriz inorgânica mereceu especial atenção, com alterações não apenas do tipo de partícula de carga, como também da geometria, tamanho, quantidade e forma de agregação de seus componentes, culminando atualmente com o desenvolvimento de compósitos restauradores nanoparticulados, os quais apresentam resistência e lisuras adequadas para emprego em dentes posteriores, além da incorporação de pigmentos diferenciados às necessidades estéticas (FERRACANE, 2011).

Não obstante os avanços inegáveis no desenvolvimento desta classe de materiais restauradores fotossensíveis, limitações ainda persistem e estão intimamente ligadas à composição intrínseca desses materiais, tanto da matriz orgânica como das partículas de

carga, especialmente quanto à influência desses elementos no processo de polimerização e, conseqüentemente, no comportamento subsequente das restaurações.

As resinas compostas fotoativáveis à base de metacrilatos apresentam, em sua formulação, um sistema iniciador composto por um agente fotossensível denominado de fotoiniciador, sendo comumente empregado a canforquinona em concentrações que variam de 0,15% e 0,3%, e uma amina ativadora, usualmente a dimetilaminoetilmetacrilato (ASMUSSEN et al., 1998; PEUTZFELDT, 1997; RUEGGEBERG et al., 1994.)

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 – 500 nanômetros, comprimento este que corresponde à faixa azul do espectro visível (NOMOTO, 1997). Quando as resinas compostas são expostas a esta fonte emissora de luz com comprimento de onda compatível com a faixa de absorção da canforquinona, que apresenta pico máximo de absorção em 468 nanômetros, esta molécula passa para um estado reativo conhecido como estado tripleto. Neste estado, o fotoiniciador 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 nos grupamentos alifáticos existentes nas cadeias dos monômeros (BRAGA et al., 2005; RUEGGEBERG et al., 1994). A quebra desta ligação resulta em um elétron livre, o qual interage com outras ligações duplas de carbono 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 cruzada, representativas da co-polimerização entre monômeros de alto peso molecular como bisfenol-A glicidil metacrilato (BisGMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e bisfenol-A etoxilado

glicidil metacrilato (BisEMA) com diluentes como trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) (BOARO et al., 2010; PEUTZFELDT, 1997; RUEGGERBERG et al., 1994; FLOYD et al., 2006;).

As moléculas de monômeros encontram-se separadas umas das outras por forças de coesão secundárias denominadas de Van der Waals. Durante a reação, 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 é maior quando comparada à distância de 0,15 nanômetros das ligações covalentes estabelecidas durante a reação de polimerização, ocorre, como consequência, a aproximação destas moléculas, resultando em uma redução no volume do material (PEUTZFELDT, 1997). Este fenômeno, conhecido como contração volumétrica de polimerização, varia de 1 a 6% nas resinas fotoativáveis à base de metacrilatos (DAVIDSON et al., 1997; LABELLA et al., 1999; RUEGGERBERG et al., 1999) e gera, como consequência, tensões no interior do material que podem ou não ser prejudiciais 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 potencializando os efeitos deletérios da microinfiltração marginal, traduzindo-se em passagem de bactérias e fluidos bucais por meio da interface dente-restauração (PEUTZFELDT et al., 2004).

Apesar dos inegáveis avanços tecnológicos sofridos pelas resinas compostas desde sua origem, ainda persistem limitações inerentes à própria composição do sistema restaurador como a resistência mecânica ao desgaste em regiões de contato oclusal direto sobre o material, especialmente entre o terceiro e sétimo ano de vida clínica da restauração (DE LONG, 2006), a incompleta conversão de monômeros em polímeros, resultando em quantidades consideráveis de duplas ligações pendentes que, além de contribuírem para o

potencial citotóxico das camadas mais profundas da restauração aos tecidos circunvizinhos, ainda comprometem as suas propriedades físicas e mecânicas finais (FLOYD et al., 2006; YAP et al., 2003; YAP et al., 2004, ASMUSSEN et al., 2003), o caráter hidrofílico de alguns monômeros que contribui para a degradação hidrolítica e manchamento do material (WITZEL et al., 2005; PEUTZFELDT et al., 2005; FERRACANE et al., 1994), além da contração de polimerização (PEUTZFELDT et al., 2005; PFEIFER et al., 2011) e sua consequência clínica – a microinfiltração –, sendo esta a principal causa de substituição das restaurações de resina composta, o que valida a afirmação de que a contração de polimerização representa a principal limitação das resinas compostas à base de metacrilatos (FLOYD et al., 2006; PEUTZFELDT et al., 2005).

Na tentativa de reduzir os efeitos prejudiciais da contração de polimerização, inúmeras estratégias têm sido reportadas e incluem: uso de bases cavitárias de cimento de ionômero de vidro (ALOMARI et al., 2001; CASTAÑEDA-ESPINOSA, 2005); adoção da técnica incremental de inserção da resina composta (FEILZER et al., 1987; FRANCO et al., 2003); controle do fator C de configuração cavitária (FEILZER et al., 1987); diferentes protocolos de fotoativação, enfatizando-se a indução inicial de polimerização com baixa densidade de potência e complementação subsequente com maior irradiância (SOH et al., 2004; YAP et al., 2000; YAP et al., 2001; YAP et al., 2002; YAP et al., 2003; ASMUSSEN et al., 2001^{ab}; WITZEL et al., 2005).

Durante a reação de polimerização da resina composta, duas etapas são comumente descritas e relacionam-se diretamente com a contração do material: as fases pré e pós-gel (SAKAGUCHI, 1992). Com proposto didático, define-se o instante no qual se verifica a mudança de uma fase para outra como “ponto-gel” (LIM et al., 2002). O ponto gel seria o momento da reação em que a resina composta se altera 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 transitória por meio do deslizamento das cadeias poliméricas que estão em formação, dissipando em seu próprio interior a tensão gerada pela aproximação das moléculas, caracterizando o comportamento viscoelástico do material (SAKAGUCHI, 1992; FEILZER et al., 1990; FEILZER et al., 1995; WITZEL et al., 2005).

A contração volumétrica de polimerização que ocorre nesse momento é referida como “contração pré-gel” ou “não-rígida” (BOWEN, 1967; DAVIDSON et al., 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.

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 mais permite uma deformação elástica suficiente para compensar a contração de polimerização (DAVIDSON et al., 1997), resultando no desenvolvimento de tensões que, a partir deste momento, são transmitidas às estruturas dentais circunvizinhas, afetando, em especial, a interface adesiva entre a estrutura dental e o material restaurador (DAVIDSON et al., 1997; FEILZER et al., 1995).

Como a fase pré-gel possibilita o alívio das tensões geradas por meio do escoamento do material, deveria perdurar pelo maior tempo possível durante a reação de polimerização (BOUSCHLICHER et al., 2000^{ab} ; RUEGGEBERG et al., 1999). Isto contribuiria para que uma grande proporção da contração volumétrica total ocorresse enquanto o material apresenta-se em um estado não rígido, e apenas uma pequena fração da contração efetivamente seria responsável pelo desenvolvimento de tensões para a interface (DAUVILLER et al., 2000; FEILZER et al., 1990; WITZEL et al., 2005).

Este rearranjo molecular ou mesmo comportamento viscoelástico do material, caracterizado pela sua capacidade de escoamento nos estágios iniciais da reação de polimerização sofre a influência direta de dois fatores: o módulo de elasticidade adquirido durante esta reação e a capacidade ou fluxo de escoamento do material (KLEVERLAAN, FEILZER, 2005; BOARO et al., 2010). Esse comportamento tem sido reportado pela literatura científica especializada como sendo um fator primordial no desenvolvimento da tensão de contração das resinas de metacrilato (TANTBIROJN et al., 2011; MEIRA et al., 2011; PFEIFER et al., 2008; BOARO et al., 2010).

Como o comportamento viscoelástico é um evento tempo-dependente, reações de polimerização mais lentas influenciam as características de escoamento do material e prolongam a fase pré-gel, podendo proporcionar maiores períodos em que o material é capaz de dissipar as tensões geradas antes de adquirir um alto módulo de elasticidade, reduzindo os valores de tensão de contração (LOPES, 2003; PFEIFER et al., 2006). Sendo a velocidade da reação de polimerização dependente da densidade de potência ou intensidade de luz irradiada ao material (PFEIFER et al., 2008), o controle da cinética de polimerização das resinas de metacrilato por meio de diferentes métodos de fotoativação, especialmente os que empregam baixas densidades de potência nos momentos iniciais da reação, tem sido objeto de estudo de pesquisas em diferentes centros de referência pelo mundo.

Além desses procedimentos operacionais e de controle clínico, pesquisadores e fabricantes de resinas compostas têm se empenhado para o desenvolvimento de novas formulações, com monômeros que apresentam menores valores de contração, em substituição aos tradicionais metacrilatos ou monômeros de Bowen (WEINMANN et al., 2005; ILIE et al., 2006; ILIE et al., 2007; VAN ENDE et al., 2010). Como a contração de polimerização é consequência da quebra das ligações duplas de carbono e, subsequente, aproximação das moléculas dos monômeros à base de metacrilatos para formar as cadeias poliméricas,

pesquisas têm sido direcionadas na tentativa de se aprimorar a fase orgânica da resina composta, com o emprego de monômeros alternativos (WEINMANN et al., 2005). Como resultado, em 2007, surgiu no mercado odontológico americano a resina composta à base de silorano. A molécula de silorano corresponde a uma estrutura central de siloxano com quatro anéis de oxirano interligados os quais se abrem durante a polimerização para unirem-se aos demais monômeros. Esta abertura de anéis causa uma expansão volumétrica que compensa, parcialmente, a contração resultante da união molecular por meio de ligações covalentes (WEINMANN et al., 2005).

Até o presente momento, a literatura corrobora os dados que as resinas compostas à base de silorano apresentam contração volumétrica total menor do que 1% (WEINMANN et al., 2005; ILLIE et al., 2006; BOUILLAGUET et al., 2006). Contudo, a tensão de contração e suas implicações na desadaptação da interface adesiva não podem ser determinadas pela análise exclusiva da contração de polimerização. (BOARO et al., 2010; VAN ENDE et al., 2010).

Nesse sentido, persiste uma lacuna na literatura científica especializada no que se refere aos efeitos da variação da densidade de potência sobre a resina composta à base de silorano, comparativamente à de metacrilato, nos valores de contração de polimerização, especialmente por requer valor mínimo de 500 mW/cm^2 para alcançar propriedades físico-químicas satisfatórias, bem como a correlação entre as forças de contração geradas por diferentes irradiâncias com a indução de formação de fendas na interface de união desses materiais às paredes do preparo cavitário.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para uma melhor compreensão a cerca da problematização desta tese, a revisão de literatura foi estruturada e dividida em duas partes, a saber: 1. análise sobre o fenômeno de desenvolvimento de tensões em resinas compostas e 2. os métodos de fotoativação e os seus efeitos sobre a contração de polimerização e as propriedades mecânicas do polímero final formado.

2.1 Análise sobre o fenômeno de desenvolvimento de tensões em resinas compostas

O fenômeno do desenvolvimento de tensões em materiais que sofrem contração de polimerização foi primeiramente descrito na literatura por BOWEN, 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.

Em 1977, após o trabalho pioneiro mencionado, HEGDAHL et al., avaliaram *in vitro* a contração volumétrica e a força de contração desenvolvida de três diferentes resinas quimicamente ativadas. Esta análise possibilitaria, segundo os autores, uma estimativa das forças exercidas sobre as paredes de esmalte em cavidades preenchidas com estes materiais por meio da técnica do condicionamento ácido. Para avaliação da força de contração, inseriram as diferentes resinas em um cilindro de 4mm de diâmetro e 5mm de comprimento entre os braços móvel e estacionário de uma máquina de ensaios universal. Os valores de força de tração foram registrados durante o momento da polimerização bem como por duas horas posteriores. Os autores observaram que resinas que apresentaram maiores valores de contração também desenvolveram maior tensão de contração, inferindo que a tensão é

diretamente proporcional à contração. Os valores máximos de contração medidos foram 1,21 MPa para o material Adaptic, 1,30 MPa para Concise e 1,92 MPa para Restodent.

Em 1982, BAUSCH et al., correlacionaram a contração de polimerização com as tensões que ocorrem nos diferentes estados de viscosidade do material durante a reação. Explicaram que a contração de polimerização representa o resultado do rearranjo molecular dos monômeros envolvidos em um espaço físico menor àquele requerido no estado não reagido, e reportaram que a tensão gerada pela contração aumenta significativamente a partir do início da geleificação ou transformação gradual do líquido viscoso em um material rígido, podendo ser compensada por meio do escoamento do material. Os autores concluíram que a tensão de contração é um dos fatores mais importantes que influenciam a longevidade das restaurações de resina composta.

Estudando o comportamento da resina composta durante a polimerização livre e restrita, ou seja, sem e com adesão à estrutura dentária, DAVIDSON et al., em 1984, avaliaram o comportamento viscoelástico durante a polimerização das resinas Silar e Concise contendo BisGMA e TEGDMA como principais componentes. Por meio de um dilatômetro, observaram a contração que ocorria durante a polimerização, inferindo que o material é capaz de absorver ou mesmo liberar as tensões geradas pela contração em função do fluxo interno e de escoamento na superfície livre. Reportaram também que uma adequada união com o esmalte pode resistir às forças de contração e que, na ausência de esmalte, a formação de uma fenda pode ser esperada.

Os mesmos autores, DAVIDSON et al., ainda em 1984, descreveram sobre o mecanismo de contração de polimerização enfatizando que as tensões produzidas são influenciadas diretamente pelo fluxo de escoamento do material. Avaliaram a contração de polimerização de duas resinas compostas de micropartículas Silux e Silar, e os efeitos sobre a interface adesiva empregando-se o adesivo Scotchbond. Três parâmetros foram empregados

pelos autores para a análise: determinação, em diferentes momentos, da força de contração de cada resina durante a polimerização, resistência de união do adesivo dentinário e a existência de microinfiltração em restaurações de classe V. Os autores reportam que os valores de resistência adesiva foram superiores às forças geradas durante a contração em todos os períodos avaliados. Estas forças alcançaram valores de até 2,4MPa após 30 minutos. A presença de microinfiltração foi identificada na totalidade das paredes de dentina das restaurações. Os autores registram que durante a fase inicial da reação, a rede polimérica está se consolidando e a contração pode ser compensada pelo escoamento e rearranjo molecular dos monômeros constituintes do material. Este fenômeno ocorre predominantemente quando o material está aderido a poucas paredes cavitárias e apresenta superfícies livres. Este tipo de movimentação caracterizado como escoamento ou fluxo de escoamento do material é reduzido com o passar do tempo de forma significativa, em função do aumento do módulo de elasticidade. No entanto, este fato não ocorre quando a cavidade apresenta apenas uma superfície livre, estando o material aderido a muitas paredes cavitárias, sendo que os valores de contração podem alcançar até 20MPa. Os autores concluem que esforços devem ser engendrados no sentido de se desenvolverem novos sistemas adesivos com forças de adesão maiores aos existentes, como também resinas compostas com menor contração de polimerização, além de configurações cavitárias apropriadas para este material.

DAVIDSON, em 1984, enfatizou que uma aplicação disciplinada e uma boa técnica seriam os fatores considerados primordiais para o sucesso de restaurações adesivas de resinas compostas. Afirmou que a forma da cavidade está intimamente relacionada ao estresse gerado pela contração de polimerização e que o material deveria ser inserido de forma incremental e aderido a apenas uma parede cavitária, possibilitando um fluxo de escoamento em direção à parede aderida a partir da superfície livre da cavidade.

Neste sentido, para comprovar a importância do desenho ou configuração cavitária sobre as forças geradas durante a contração de polimerização e o relaxamento das tensões das resinas compostas, FEILZER et al., em 1987, demonstraram a relação matemática dada pela razão entre a área de superfície aderida às paredes do preparo cavitário e a área de superfície livre do material, denominando esta relação de *fator de configuração ou fator C*. Para este estudo, dois discos de aço previamente tratados com silano foram empregados, dos quais um foi conectado à célula de carga e o outro ao dispositivo medidor de tensões. As resinas compostas Silar e P10 foram inseridas entre estes dois discos em forma de um cilindro nas dimensões de suas circunferências. O *fator C* foi expresso neste estudo pela fórmula: $C = \text{total de superfícies dos discos} / \text{superfície externa do cilindro}$. Observaram que quanto maior o *Fator C*, maiores foram as tensões geradas durante a contração de polimerização, devido à redução na capacidade de escoamento do material. Os autores ainda relatam que dentre a geometria cavitária predominante às restaurações de resina, a maior parte não proporciona um adequado escoamento a fim de preservar a adesão do material restaurador com a estrutura dentária obtida com os sistemas adesivos.

BRAEM et al., em 1987, estudaram o aumento do módulo de elasticidade durante a polimerização de quatro resinas compostas quimicamente ativadas e duas resinas compostas fotoativadas. Observaram que as resinas quimicamente ativadas apresentaram um incremento mais lento do módulo de elasticidade quando comparado às resinas fotoativadas, nas quais este aumento aconteceu nos primeiros segundos. Acrescentaram que este aumento lento do módulo de elasticidade poderia favorecer o fluxo interno e escoamento do material durante a polimerização, favorecendo a integridade da interface adesiva.

Em 1988, KEMP-SCHOLTE et al., descreveram que o módulo de elasticidade do material exerce influência direta sobre as tensões de contração geradas. Resinas compostas com alto módulo de elasticidade desenvolveram maiores tensões, rompendo a resistência de

união dos adesivos às paredes da cavidade, enquanto resinas com baixo módulo de elasticidade mantiveram adequada adaptação marginal após sua polimerização.

Envolvidos pela temática do *Fator C* e atentos à possibilidade de uma relação direta entre a tensão gerada e a adaptação marginal das restaurações, FEILZER et al., em 1990, propuseram determinar e quantificar a redução das tensões pelo escoamento de resinas compostas ativadas quimicamente, empregando-se o mesmo método descrito em trabalho de sua autoria publicado em 1987, avaliando-se as configurações cavitárias de 0,5; 2,0; 2,5 e 5,0. Diante dos resultados obtidos, observou-se que na configuração cavitária de 0,5, nenhuma das resinas testadas apresentaram valores de tensão de contração que excederam os valores de resistência de união à dentina, apresentando um alívio da tensão pelo escoamento de 75%. Nas amostras com *Fator C* de 2,0, este alívio foi de apenas 35%, e nas amostras com *Fator C* de 2,5 e 5, a redução das tensões pelo escoamento foi de 24%, sendo incapaz de prevenir a desadaptação da interface adesiva. Concluíram que a redução das tensões pelo escoamento depende do material e da composição do material bem como do *fator de configuração cavitária*, sendo que este contribui de forma primordial na redução das tensões de contração, devendo ser o mais baixo possível.

Aprofundando-se na temática da contração de polimerização, SAKAGUCHI et al., em 1992, identifica e caracteriza as fases da contração de polimerização, estabelecendo a relação entre elas com as tensões geradas à interface restauradora. Os autores descrevem que a primeira fase, denominada de fase pré-gel, é representativa do livre escoamento do material, uma vez que a rede polimérica ainda é pequena e o módulo de elasticidade baixo, possibilitando que os polímeros sofram reorganizações moleculares no espaço geométrico definido compensando e, conseqüentemente, aliviando as tensões geradas pela contração. Na segunda fase, entretanto, denominada de fase pós-gel, o módulo de elasticidade aumenta, o material torna-se mais rígido, o escoamento diminui e a rede polimérica é imobilizada no

interior do material, transferindo as tensões às paredes aderidas e interface restauradora. Neste contexto, avaliaram a tensão de contração de resinas compostas Silux, Heliomolar, Herculite XR e P50, inseridas em um anel de acrílico que simulava uma restauração de resina composta circundada por dentina. Após a fotoativação, a resina Heliomolar demonstrou significativamente menor contração de polimerização em comparação às demais resinas testadas. A resina P50 apresentou um rápido e alto desenvolvimento de tensões de contração (1,7MPa). Os autores explicaram os resultados em função da diferente composição dos materiais, uma vez que a resina Heliomolar é composta de BisGMA associado ao UDMA, e este, por apresentar menor módulo de elasticidade quando polimerizado, pode aliviar a tensão gerada, e concluem que este método experimental parece ser efetivo no prognóstico da contração de polimerização das resinas compostas.

DAVIDSON et al., em 1997, revisaram os métodos para determinar a contração de polimerização e a tensão de contração de polimerização, além dos efeitos clínicos da contração de polimerização de materiais restauradores adesivos. Publicações científicas de relevância foram selecionadas e criticamente revisadas. A polimerização da resina gera uma contração que é dependente da viscosidade do material. Em situações onde o material é polimerizado unido a paredes com estruturas rígidas, a contração da massa não ocorre e toda a contração é compensada por uma tensão gerada no material. Vários métodos para determinar a contração de polimerização volumétrica têm sido relatados na literatura odontológica, onde os mais comuns são o dilatômetro com água ou mercúrio. Dependendo do material, os valores da contração de polimerização livre variam de cerca de 4,0 a 9,0% em volume para resinas sem carga e de mais ou menos 1,0 a 5,0% em volume para os compósitos resinosos e cimentos de polialquenoato de vidro. A tensão de contração ocorre quando a contração é impedida e o material é rígido suficiente para resistir à deformação plástica para compensar o volume original. A magnitude a tensão de contração depende não apenas da resistência das

estruturas circundantes, mas também da natureza do material, notavelmente suas propriedades viscoelásticas. Em determinado valor de contração, o material mais rígido irá causar maior tensão. No dispositivo mais comum usado para testar a tensão de contração de polimerização, a amostra do compósito resinoso é colocada entre duas superfícies adesivas opostas que são conectadas à célula de carga e ao tensiômetro. Porém, erros podem ocorrer se a complacência do dispositivo de teste não for considerada. Outro importante fator que pode influenciar o resultado dos testes é a adesão da amostra à superfície adesiva. Caso não haja uma adesão química, tensões reduzidas podem ser registradas devido ao aumento da possibilidade de escoamento do material. Além disso, a porosidade dentro do compósito resinoso também deve ser considerada. Enquanto o volume da massa homogeneamente densa não pode expandir à força, o material poroso pode, devido ao alargamento dos espaços internos. A liberação de tensões pode ser obtida com técnicas que envolvem a configuração da restauração (fator C), o preenchimento da cavidade e a modulação do início da polimerização. Os autores concluíram que um método para manipular materiais restauradores adesivos que garanta uma restauração sem infiltração ainda não foi desenvolvido. Apenas o bom entendimento dos mecanismos que causam esses problemas e das técnicas que podem reduzir seus efeitos pode permitir o aproveitamento máximo dos benefícios dos materiais resinosos.

Em 1997, PEUTZFELDT realizou uma análise acerca dos monômeros resinosos empregados em Odontologia. A autora estabelece um panorama histórico, descrevendo as resinas à base de metil metacrilato, as resinas epóxicas, as resinas à base de BisGMA e seus diluentes EGDMA, TEGDMA e UDMA, os monômeros eutéticos, hidrofóbicos e os de baixa contração. Aspectos relacionados às propriedades físicas, grau de conversão, contração de polimerização e efeitos anti-cariogênicos destes monômeros foram discutidos. O principal sistema de monômero das resinas compostas baseia-se no BisGMA, uma estrutura química de alto peso molecular, com menor volatilização, endurecimento mais rápido, resistente e rígido

após a polimerização. Peutzfeldt pontua a contração de polimerização como um problema relevante bem como a baixa resistência ao desgaste quando o material é submetido aos esforços mastigatórios.

Em 1998, ASMUSSEN et al., determinaram o efeito dos monômeros UEDMA, BisGMA e TEGDMA em algumas propriedades mecânicas de compósitos resinosos experimentais. Os compósitos resinosos foram fabricados a partir das misturas dos monômeros BisGMA e UEDMA com concentrações variando de 0 a 70% em mol; e o TEGDMA em concentrações de 30 a 70% em mol. Os fotoiniciadores: canforoquinona e ciano etilmetilanilina (CEMA), foram dissolvidos nas misturas de monômeros (0,2% em peso de cada). Partículas de vidro silanizadas com tamanho médio de 5 μ m foram utilizadas como conteúdo constante de carga (78% em peso). Desta forma, foram criados 30 compósitos experimentais que foram submetidos aos testes de resistência à tração diametral, resistência à flexão e o módulo de elasticidade foi calculado. Os testes revelaram que a resistência à tração diametral para os compósitos variou entre 52 e 59 MPa, com maiores valores para o compósito com maior conteúdo de TEGDMA e UEDMA. A resistência à flexão variou entre 137 e 167 MPa. Apesar de a substituição do BisGMA pelo TEGDMA ter aumentado a resistência à tração, houve redução da resistência à flexão. Os valores do módulo de elasticidade variaram entre 8,0 e 11,10GPa, sendo que os maiores valores foram encontrados com variação da proporção BisGMA/TEGDMA, para um dado conteúdo de UEDMA. Os autores concluíram que a variação da quantidade de UEDMA, BisGMA e TEGDMA pode causar significativo efeito nas propriedades mecânicas dos compósitos

KINOMOTO et al., em 1998, utilizaram a análise fotoelástica para determinar a distribuição e magnitude de tensões internas resultantes da contração de polimerização em restaurações de resina composta. O material fotoelástico utilizado para o teste foi o compósito resinoso fotoativado Palfique Clear. Cavidades de 5,0 x 2,0mm, e 2,0mm de profundidade

foram preparadas na vestibular de dentes bovinos, numa região previamente desgastada e com dentina exposta, e em moldes confeccionados com resina composta para dentes posteriores. A resina fotoelástica foi inserida na cavidade previamente tratada com ácido fosfórico e o adesivo Clearfil Photobond, e fotoativada por 80 segundos. Após 30 minutos de imersão em água a 37°C, foi realizada uma secção perpendicular ao eixo longitudinal do espécime fotoelástico com 2mm de espessura. As franjas isoclínicas e isocromáticas foram obtidas a partir da observação com luz polarizada transmitida e refletiva respectivamente sob microscópio polarizado, e imagens coloridas e em preto e branco foram gravadas. As principais tensões das restaurações foram avaliadas por meio do método de interação gráfica. Para determinar valores numéricos da diferença entre as principais tensões que são definidas a partir do padrão de cores da franja, o método de escala de cores foi usado. Além disso, a integridade da união ao longo da parede da cavidade foi avaliada a partir da evidenciação com corante e visualizada em microscópio óptico. As tensões internas nas restaurações de dentes bovinos não puderam ser observadas devido à formação de fendas ao longo de toda a parede de dentina que agiram como fator de alívio de tensões. Já nos preparos de resina não foram observadas fendas ao longo das paredes. Como o escoamento do compósito resinoso estava bem limitado, o valor máximo de tensão calculado foi de 23MPa. O nível de tensão próximo ao ângulo interno da cavidade foi maior que o encontrado próximo à margem cavo-superficial. A distribuição de tensões da restauração de resina composta foi considerada desfavorável para a união com a dentina profunda, desta forma deve-se tentar controlar a tensão de contração de polimerização com manobras clínicas visando a minimizar os efeitos destas tensões geradas.

Neste mesmo ano, 1998, VERSLUIS et al., realizaram um estudo no qual relataram que muitas das técnicas restauradoras com resinas compostas fotoativadas foram desenvolvidas baseando-se na teoria da contração do material em direção à fonte de luz.

Todavia, os autores afirmam que não há evidência científica que suporte esta teoria. Neste sentido, simularam por meio da análise de elemento finito a direção de contração de polimerização das resinas compostas química e fotoativadas. A análise revelou que a orientação da fonte de luz não influencia na direção da contração durante a presa do material, sendo o desenho da cavidade e a qualidade da adesão os fatores mais influentes.

Ainda VERSLUIS et al., em 1999, enfatizam a importância de se controlar a tensão de contração dos materiais restauradores resinosos, especialmente porque o estresse residual é transmitido para a interface restauradora ocasionando trincas do esmalte, microinfiltração marginal e sensibilidade pós-operatória. Descrevem também que a contração de polimerização deve ser compreendida em termos de quantificação volumétrica e linear, em termos de fase pré-gel, pós-gel e contração total bem como em distribuição uniforme e não uniforme. Os autores ressaltam ainda a necessidade de se compreender a reação de polimerização do material para correlacioná-la com a tensão gerada.

SAKAGUCHI, em 1999, afirmou que a contração de polimerização representa a maior limitação das resinas compostas, comprometendo de forma significativa sua longevidade na cavidade bucal. Relatou que o entendimento da origem e magnitude do estresse de contração é útil para proporcionar procedimentos clínicos racionais durante o emprego do material. Também explicou que durante a polimerização há uma irreversível transformação de um líquido viscoso para um gel visco-elástico e que este momento denomina-se ponto gel ou de geleificação. A contração que ocorre antes desta geleificação é denominada de pré-gel e aquela que ocorre após a geleificação denomina-se pós-gel, sendo esta última de extrema importância clínica, uma vez que viabiliza a transferência das tensões do material para a interface adesiva. Descreveu métodos utilizados para a medição do estresse de polimerização, afirmando que não é possível medir o estresse diretamente, e que a força da contração necessita ser transferida para um segundo corpo e mensurada de forma indireta. Finalmente,

discorreu que alguns métodos mensuram a contração pós-gel, mas não está claro se esses métodos captam toda a deformação sofrida, e que os estudos clínicos deveriam ser cautelosos em usar os valores de estresse como indicador de sucesso clínico.

SUH, em 1999, discorre sobre os fatores envolvidos no entendimento e controle do efeito das tensões de contração de polimerização em restaurações com resina composta. Afirmou que a contração é uma propriedade inerente e associada à formulação do material e que suas fases repercutem na longevidade clínica. Até o ponto gel ser alcançado, o autor discorre que a tensão gerada pela contração é capaz de ser aliviada pelo escoamento molecular. A partir do ponto gel, o aumento do módulo de elasticidade e, consequentemente, rigidez do material, praticamente impossibilita este escoamento, sendo as tensões agora transferidas ao substrato dentário. Demonstrou que as resinas quimicamente ativadas apresentam um estágio pré-gel mais evidente em relação às fotoativáveis, e que o fato de uma resina apresentar baixa contração não significa necessariamente que produzirá baixas tensões. Também observa a necessidade em se conhecer a energia mínima necessária à polimerização efetiva do material, a qual deveria estar descrita na embalagem do produto, juntamente com fotoiniciador empregado.

KINOMOTO *et al.*, em 2000, investigaram as características de tensão de contração associadas à contração de polimerização pela visualização das tensões com o método de fotoelasticidade. Preparos para restaurações classe I (2,0mm x 5,0mm x 2,0mm) foram preparados em 3 diferentes substratos (dentina bovino, compósito resinoso posterior e uma resina transparente) e a tensão de contração de polimerização foi analisada nas paredes dos preparos. Três tipos de materiais resinosos foram usados como materiais restauradores: um compósito para restaurações posteriores (Clearfil PhotoPosterior), um compósito transparente auto-polimerizável (Palfique clear) e um compósito transparente foto-polimerizável (Quick Light). As paredes dos preparos foram condicionadas, o sistema adesivo indicado para cada

substrato aplicado e a cavidade preenchida com o compósito em incremento único. Após a polimerização, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo dos preparos, para a obtenção de fatias com 2 mm de espessura. As tensões residuais internas geradas durante a polimerização da restauração foram avaliadas usando a análise microfotográfica. As linhas das franjas isoclínicas foram obtidas usando microscópio de luz polarizada transmitida. Enquanto que os padrões das franjas isocromáticas foram obtidos usando microscópio de luz polarizada refletida. As imagens foram registradas imediatamente em preto e branco e a cores. Para obter as isocromáticas sem as isoclínicas, um padrão de imagem foi preparado a partir de duas imagens ajustadas em ângulo de 45° entre elas. As trajetórias de tensão das isoclínicas foram desenhadas usando construção geométrica, e a diferença entre as principais linhas de tensão foi construída a partir das cores das isocromáticas, usando a lei de tensão óptica. Para avaliar a integridade da união entre o compósito restaurador e as paredes da cavidade, as fatias dos espécimes foram colocadas em solução corante por um minuto e examinadas com estereomicroscópio. Quando os preparos em dentes bovinos foram restaurados com o compósito fotoativado, uma fenda foi formada entre a parede dentinária e o material restaurador, resultando na visualização de baixa tensão na restauração. Quando as cavidades foram restauradas com o compósito auto-polimerizável ou com o foto-polimerizável, a distribuição de tensões foi semelhante, porém a magnitude das tensões foi maior no material foto-polimerizável. Quando os preparos dos compósitos transparentes foram preenchidos com o compósito para dentes posteriores e o material transparente fotoativado, tensões significantes foram geradas nos modelos de preparos simulando a estrutura dentária, devido à contração dos materiais. Portanto, a tensão de contração de polimerização é característica indesejável e inevitável nas restaurações adesivas que podem comprometer o sucesso das restaurações.

Em 2000, DAVIDSON relatou os aspectos envolvidos no desenvolvimento das tensões de contração de polimerização em materiais restauradores resinosos. Aspectos a respeito da energia de ativação, das fontes e intensidades de luz, a profundidade de polimerização e da composição do material foram discutidos. Compósitos à base de resina contraem durante a polimerização causando tensões no dente restaurado. O melhor grau de conversão do compósito pode resultar em descontinuidade marginal. Duas alternativas são propostas para controlar as tensões: modulação da energia da luz para promover a fluidez e incorporação de flexibilidade para permitir a complacência da contração. Essas alternativas são dependentes da fonte de luz e do tempo de irradiação. Na Odontologia, pouco tempo de irradiação em combinação com grau de conversão maior e uniforme com baixa tensão de contração de polimerização são desejados. A rápida conversão dos monômeros é proporcionalmente acompanhada com rápido enrijecimento, restringindo a capacidade de fluidez do material e afetando negativamente a integridade marginal da restauração adesiva. O tempo prolongado de irradiação com níveis de energia moderados tem se mostrado mais efetivo para a conversão apropriada e para o controle da tensão quando comparados à alta intensidade de energia. O autor conclui que a contração de polimerização pode ser controlada pela configuração da cavidade, seleção do material e controle da iniciação da reação.

YOSHIKAWA et al., 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 1 mm 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. 600mW/cm^2 60 s.; 2. 270mW/cm^2 10 s. + 5 s. de intervalo + 600mW/cm^2 50 s.; 3. 20mW/cm^2 10 s. + 5 s. de intervalo + 600mW/cm^2 50 s.; 4. 270mW/cm^2 30 s. + 5 s. de intervalo + 600mW/cm^2 30 s.; 5. 20mW/cm^2 30 s. + 5s. de intervalo + 600mW/cm^2 30 s. 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.

BRAGA et al., em 2002, verificaram a influência do grau de conversão e da velocidade da reação no desenvolvimento da tensão de contração em compósitos resinosos. O compósito foi formulado na proporção de 1:1 em massa dos monômeros Bis-GMA e TEGDMA. A canforoquinona e o DMAEMA foram adicionados na concentração de 0,5%, em massa. Quatro materiais foram preparados variando a quantidade de inibidor (BHT) nas seguintes concentrações: 0,05; 0,2; 0,5 e 1,0% em massa. Nanopartículas foram adicionadas à matriz orgânica representando 40% da massa total do compósito. Para avaliar a influência do grau de conversão na tensão de contração, o compósito contendo 0,2% de BHT foi fotoativado em diferentes tempos (15, 30, 60 e 120s) usando a mesma unidade fotoativadora com média de densidade de energia de 184 mW/cm^2 , resultando em doses de energia de 2760, 5520, 11040 e 22080 mJ/cm^2 , respectivamente. Para verificar o efeito de diferentes taxas de polimerização na tensão de contração, os compósitos com diferentes concentrações de BHT foram fotoativados durante 60s com 258 mW/cm^2 , resultando em dose de energia de 15480 mJ/cm^2 . O compósito foi aderido entre dois cilindros de vidro previamente jateados e silanizados (0,83mm de espessura – Fator C = 3,0), fotoativado conforme descrito anteriormente e a força de contração foi monitorada durante 10 minutos. A tensão de contração máxima foi determinada como o maior aumento de tensão entre dois pontos consecutivos dividido pelo tempo decorrido. O grau de conversão dos compósitos foi determinado com Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier. As medidas da contração volumétrica dos compósitos foram realizadas com dilatômetro de mercúrio. Longos

tempos de fotoativação resultaram em maiores conversão, contração e tensão de contração de polimerização. O aumento em 38% do grau de conversão (de 39% para 54%), entre 15 e 120s de fotoativação, levou ao aumento na tensão de contração de 3,1 para 9,5MPa. Entre os tempos de 60 e 120s ocorreu aumento não significativo no grau de conversão e na contração volumétrica. Os parâmetros cinéticos foram semelhantes para os 4 grupos. Significante redução da tensão foi verificada entre os materiais contendo 0,5% e 1,0% de BHT (aproximadamente 29%). Nenhuma diferença na tensão de contração foi encontrada entre os materiais com 0,05, 0,2 e 0,5% de BHT. Apesar de ser observada tendência de diminuição do grau de conversão quando a concentração de inibidor foi aumentada, nenhuma diferença significativa foi observada. Também não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa na contração volumétrica dos compósitos contendo 0,2; 0,5 e 1,0% de inibidor. Assim, os resultados do estudo confirmaram a hipótese que a tensão de contração está relacionada com o grau de conversão e a taxa de conversão.

Em 2003, FEILZER et al., avaliaram a influência da proporção TEGDMA/Bis-GMA no desenvolvimento da tensão de contração de polimerização, no grau de conversão, e nas propriedades viscoelásticas durante a polimerização de compósitos experimentais de duas pastas. Compósitos com diferentes quantidades de TEGDMA (30, 50, 70% em massa) foram formulados e testados. Teste mecânico, Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier e dilatométrica foram usados para determinar como a composição monomérica afeta as propriedades mecânicas e químicas do compósito durante a polimerização. Os resultados mostraram que a taxa de polimerização dos compósitos à base Bis-GMA/TEGDMA é indicativa do comportamento visco-elástico durante a polimerização: quanto maior a reatividade, maior a rigidez e o desenvolvimento da viscosidade. Compósitos com 50% em massa de TEGDMA demonstraram maiores valores de taxa de polimerização máxima. Maiores quantidades de TEGDMA na resina apenas elevaram discretamente a fase viscosa de

pré-gel, enquanto que o compósito com menor conteúdo desse monômero apresentou baixa contração pós-gel e desenvolveu baixo tempo de relaxamento das tensões. Conseqüentemente, nesse caso, as tensões de contração foram baixas, melhorando a união do compósito às paredes da cavidade. Assim, para esses materiais, a alta contração pós-gel foi fator decisivo no desenvolvimento de elevada tensão de contração de polimerização.

Ainda em 2003, FRANCO et al., publicaram uma extensa e completa revisão da literatura abordando desde as definições e conceitos envolvidos nesta temática bem como os fatores que influenciam na contração de polimerização dos sistemas restauradores resinosos. Os autores descrevem como se processa a reação de polimerização nas resinas quimicamente ativadas e fotoativadas, os tipos existentes de fontes de luz, suas características e correspondentes densidades de potência e comprimento de onda, a relação entre as tensões geradas durante a contração de polimerização e a formação de fendas marginais bem como as possibilidades existentes para amenizar seus efeitos deletérios à interface restauradora. Uma análise sobre os métodos de fotoativação é descrita, especialmente na relação entre densidade de potência e de energia com a contração de polimerização. Finalizam com métodos práticos e protocolos para a fotoativação de materiais restauradores resinosos que favoreçam o desempenho clínico das restaurações adesivas.

FRANCO et al., em 2003, preocupados com o efeito do Fator C de configuração cavitária sobre a tensão de contração e efeitos deletérios à interface restauradora, avaliam a microinfiltração de restaurações cervicais. Cavidades medindo 2,9mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade, apresentando Fator C de 2,7, e cavidades em forma de pires com Fator C de 2,0 foram confeccionadas em pré-molares humanos hígidos com as margens determinadas em esmalte e dentina/cimento. As cavidades foram restauradas com quatro diferentes sistemas restauradores estéticos: Z-100 + Single Bond; Freedom + Stae; Vitremer + Primer específico; Durafill + Durafill Bond, em incremento único e de acordo com as instruções do fabricante.

Os dentes foram submetidos à termociclagem e imersão em corante, seccionados e avaliados quanto ao grau de infiltração. Os autores identificam que somente as cavidades restauradas com Durafill + Durafill Bond e no formato de pera apresentaram resultados em consonância com a teoria do Fator C, não havendo diferenças estatisticamente significantes na microinfiltração entre os dois tipos de cavidades.

LOPES et al., em 2003 avaliou a contração de polimerização e tensões promovidas em função de diferentes protocolos de fotoativação e de materiais, utilizando extensores elétricos e fotoelasticidade. Foram empregados os seguintes protocolos de fotoativação: 1. aparelho de LED (60 segundos – 600 mW/cm²); 2. aparelho de lâmpada halógena na técnica convencional (60 segundos – 600 mW/cm²); 3. aparelho de lâmpada halógena na técnica pulso (3 segundos - 200mW/cm²/ 3 minutos / 59 segundos – 600 mW/cm²). Foram comparadas diferentes resinas compostas como resina microhíbrida Z100, resina microparticulada A110, resina compactável Surefil e uma resina de ativação química Bisfil II. Para cada condição experimental, cinco espécimes foram elaborados por meio da inserção da resina em um anel de silicone com diâmetro interno de 5mm e altura de 2mm. Para aferir a deformação do material em função da contração de polimerização, um extensômetro elétrico (*strain gauge*) foi posicionado abaixo da resina, e as tensões decorrentes da contração foram registradas pelo método de fotoelasticidade. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de análise de variância a dois critérios e Tukey ($p \leq 0,05$). Os menores valores de contração de polimerização foram gerados pelo sistema de ativação químico (Bisfil 2B), seguido da resina SureFil entre as de sistema fotoativável. A técnica de pulso interrompido reduziu os valores de contração e tensão de polimerização, assim como a fonte de luz à base de LED reduziu os valores de contração gerados quando comparada ao sistema de lâmpada halógena. Todavia, as tensões mantiveram-se semelhantes para as duas fontes de luz.

KUIJS et al., em 2003, compararam as tensões de contração geradas em diferentes técnicas restauradoras usadas para reconstrução de cúspides com compósito resinoso direto. Para isso, um modelo de elementos finitos tridimensional foi usado para simular o processo dinâmico da contração durante a polimerização. O modelo considerou os principais parâmetros tempo-dependentes da polimerização do compósito: a contração, módulo de Young, coeficiente de Poisson e o escoamento resultante. Duas técnicas restauradoras foram simuladas no modelo: técnica em incremento único (com um material quimicamente ativado e um fotoativado), e técnica incremental (apenas com o compósito fotoativado). Para a técnica incremental, diferentes seqüências de colocação das camadas foram aplicadas à cavidade: reconstrução da cavidade MOD seguida pela reconstrução da cúspide (restauração da parte central, seguida pela restauração da região periférica); reconstrução da cúspide e reconstrução da cavidade (primeiro a parte periférica e depois a região central); reconstrução centro-periferia modificada (reconstrução das bases das caixas proximais e das cúspides, seguidas pela reconstrução da região oclusal); e reconstrução periferia-centro adaptada (reconstrução da cúspide com um incremento vertical, seguido pela reconstrução da cúspide e da cavidade MOD). Em geral, as regiões com maior concentração de tensões resultante da contração de polimerização foram similares para todos os procedimentos restauradores. As maiores tensões de tração estavam localizadas na região cervical em esmalte. Altos valores de tensão de tração também foram visualizados na periferia das restaurações e na região 2 mm acima do ângulo cavosuperficial da cúspide remanescente. Em dentina, aproximadamente 85% da tensão gerada estava abaixo de 2 MPa; enquanto que em esmalte esse volume foi de 15%. Quando os procedimentos restauradores foram comparados, as tensões cisalhantes foram menores para os compósitos quimicamente ativados. Pôde-se concluir que quando a contração de polimerização foi considerada, o compósito quimicamente ativado mostrou menores tensões

resultantes. As diferenças entre as várias técnicas incrementais testadas foram menores que esperado.

WATTS et al., em 2003, desenvolveram nova metodologia para avaliar a tensão de contração de polimerização em compósitos resinosos utilizando uma célula de carga suspensa; buscaram formular um protocolo claro, padronizado e clinicamente apropriado para determinar a tensão. Avaliaram também a cinética da tensão de contração de compósitos resinosos sob regime de irradiação convencional com fonte de luz halógena de quartzo de tungstênio. Um instrumento foi construído e montado verticalmente em um suporte, uma célula de carga suspensa com capacidade de 500 kg foi ajustada na terminação livre do dispositivo e fixada a um bastão de aço verticalmente e perpendicular ao eixo da célula de carga. Foi criada uma fenda entre os bastões de suporte com 10 mm de diâmetro, onde o compósito foi polimerizado. Durante a polimerização as tensões geradas pelo material foram registradas a partir do movimento entre a terminação da célula de carga e a plataforma fixa. Duas diferentes espessuras de fenda, 0,8 e 1,2 mm, foram criadas para testar quatro compósitos (Clearfil AP-X; Point4; P60 e Z250). Fonte de luz halógena foi utilizada para fotoativar os compósitos durante 40 segundos. A medição do deslocamento do sistema e da carga foi realizada por 30 minutos desde o início da fotoativação. O sistema foi calibrado com tolerância de 6 $\mu\text{m}/\text{MPa}$. Para os materiais examinados, os níveis resultantes de tensão máxima foram cerca de 5 – 8 MPa. A tensão gerada com 1,2 mm de espessura foi 11-15% maior que os níveis de tensão obtidos com 0,8mm. Isso pode ser mais explicado pela maior quantidade de material inserida na fenda de 1,2mm do que pela influência do fator C. Assim, o novo dispositivo testado foi considerado prático e confiável para a medição rápida e precisa da cinética de tensão de contração de polimerização de compósitos resinosos.

Em 2005, PALIN et al., avaliaram o potencial de um novo compósito com baixa contração de polimerização em reduzir as tensões de contração de polimerização geradas na

interface dente-restauração comparado com compósitos tradicionais à base de metacrilato. A deflexão das cúspides e a micro-infiltração de cavidades MOD restaurados com compósitos experimentais à base de oxiranos e siloranos (EXL596 e H1), e metacrilatos (Z100 e Z250) foram investigadas. Cavidades MOD em pré-molares foram restauradas e fotoativadas como recomendado pelo fabricante de cada material. A flexão das cúspides vestibular e palatina foi registrada durante a polimerização dos compósitos usando um medidor preciso de deflexão. Os dentes restaurados foram termociclados com 500 ciclos, corados com fuccina 0,2% por 24 horas e seccionados para avaliação da micro-infiltração. O grau de conversão de cada compósito foi avaliado com Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier. A relação dos picos de cadeias alifáticas com cadeias aromáticas foi avaliada antes e após irradiação nos tempos 0,1; 0,5; 1; 4; 24 e 48 h, para determinar a porcentagem de ligações alifáticas insaturadas remanescentes no material. Os resultados indicaram que menor deflexão das cúspides foi observada para EXL596 ($2,5 \pm 0,9 \mu\text{m}$) e H1 ($6,0 \pm 1,8 \mu\text{m}$) comparados com Z100 ($20,0 \pm 4,7 \mu\text{m}$) e Z250 ($16,5 \pm 3,3 \mu\text{m}$). As cavidades restauradas com EXL596 mostraram micro-infiltração significativamente maior do que os outros materiais, e o compósito H1 apresentou diminuição da micro-infiltração significativa comparado com a Z250. O grau de conversão do EXL596 e H1 foi significativamente menor quando comparado com Z100 e Z250 nos tempos 0,1; 0,5 e 1 hora. Esses resultados sugerem que compósitos com monômeros oxiranos e siloranos induzem menor tensão de contração de polimerização na interface dente-restauração. O menor grau de conversão em 0,1; 0,5 e 1h dos compósitos com oxiranos comparado aos com metacrilato forneceu informação a respeito dos mecanismos de polimerização dos anéis catiônicos dos oxiranos.

WEINMANN et al., em 2005, compararam o perfil do compósito resinoso à base de silorano, que polimeriza a partir do processo de abertura do anel catiônico, com diferentes resinas à base de metacrilato. A resina Filtek Silorano foi comparada com as resinas Filtek

Z250, Filtek P60, Tetric Ceram, SpectrumTPH, Orange, Aelite LS, Quixfil e Solitaire 2. O módulo de elasticidade, a resistência a flexão e a estabilidade em luz ambiente foram determinadas de acordo com a norma ISO 4049. Os métodos de Arquimedes e do disco aderido foram usados para mensurar a contração volumétrica. O compósito Silorano apresentou a menor porcentagem de contração de polimerização tanto com o método do disco aderido (0,94% em volume) quanto com o método de Arquimedes (0,99% em volume) e sua reatividade foi comparável com a da Tetric Ceram. A estabilidade em luz ambiente do Silorano foi de 10 minutos, maior que a encontrada nos compósitos à base de metacrilato, que variou de 55 a 90 segundos. A química pela abertura do anel encontrada nos Siloranos permitiu a obtenção de valores de contração menores que 1% em volume e parâmetros mecânicos comparáveis aos compósitos convencionais.

ATAI et al., em 2005, investigaram a tensão de contração de polimerização de diferentes monômeros comumente usados em compósitos odontológicos e o efeito da funcionalidade e do peso molecular do monômero sobre essa propriedade. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, MMA, HEMA, HEMA e misturas de 50%, 60%, 65%, 70%, 75%, 80%, 85% e 90% de Bis-GMA com o TEGDMA foram preparados e testados. A CQ (0,5% em massa) e o DMAEMA (0,5% em massa) foram adicionados aos monômeros puros e às misturas como iniciadores da reação de polimerização. Os compósitos comerciais Tetric, Tetric Ceram e Silux Plus também foram avaliados. A técnica do disco aderido foi usada para medir a contração das amostras durante a fotoativação (com 550 mW/cm² por 60 s). A contração foi medida continuamente e a tensão de polimerização das amostras foi avaliada por 500s após o início da irradiação. No caso dos monômeros monofuncionais a medição continuou por 600s. O grau de conversão dos sistemas monoméricos e dos compósitos foi medido usando a Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier. As taxas de tensão de contração aumentaram rapidamente para o valor máximo e caíram rapidamente seguindo a

vitrificação. A força e a taxa de tensão inicial foram dependentes da funcionalidade, do peso molecular e viscosidade do monômero. As taxas de tensão estavam relacionadas com o Bis-GMA nas misturas Bis-GMA/TEGDMA acima de 75-80%, devido ao seu alto peso molecular ter afetado a terminação das reações, e diminuído a propagação da reação devido à elevada viscosidade. Isso resultou na diminuição do grau de conversão e da taxa de tensão de contração em formulações com mais de 80% de Bis-GMA. Os monômeros mono-funcionais apresentaram as menores taxas de tensão. O UDMA (monômero de viscosidade média) teve a maior taxa de tensão de contração. Os autores concluíram que a taxa de tensão de contração dos monômeros bifuncionais seguiu o mesmo padrão, mostrando que a reação de polimerização desses monômeros apresentou auto-aceleração inicial e desaceleração final.

BRAGA et al., em 2005, realizaram uma revisão sistemática e discutiram os diversos fatores que podem influenciar o desenvolvimento de tensão de contração de polimerização de resinas compostas. A revisão envolveu artigos de pesquisa científica publicados em ampla base de dados bem como livros texto de química e materiais dentários foram consultados para conceitos básicos. Os autores divulgaram que dentre os principais fatores envolvidos encontram-se a contração volumétrica, as propriedades viscoelásticas e a configuração da cavidade. Outros fatores como a composição do material, grau de conversão e a cinética de polimerização também têm se mostrado influentes. Assim, a contração volumétrica não deve ser o único parâmetro a ser considerado para determinar o comportamento do compósito em relação ao desenvolvimento da tensão. Materiais com contração relativamente baixa devido ao alto conteúdo de carga inorgânica também podem apresentar alto módulo de elasticidade resultando no aumento da tensão. Métodos alternativos para fotoativação podem resultar em baixa taxa de polimerização, porém não necessariamente levam a redução da tensão de contração. Concluiu-se que o desenvolvimento da tensão de contração de polimerização deve ser considerado como fenômeno multifatorial. Algumas técnicas empregadas para reduzir esse

problema têm aplicabilidade limitada, pois sua eficiência depende também dos materiais que estão sendo empregados.

Em outra revisão de literatura, FERRACANE, em 2005, abordou a origem das tensões de contração de polimerização dos compósitos resinosos, com breve descrição dos métodos usados para mensuração. Aspectos que podem influenciar bem como estratégias para minimizar o desenvolvimento dessas tensões também foram discutidos. O autor evidencia que o processo de polimerização envolve aumento da quantidade de calor e causa redução volumétrica à medida que as ligações covalentes são criadas e a distância entre as moléculas e o volume livre são reduzidos. A contração gerada durante a polimerização ocorre quando o material adquire rigidez com o crescimento das cadeias poliméricas, e isso produz tensões no material. O método mais usado para medir a tensão de contração de polimerização tem sido por meio de transdutor uniaxial. Análise fotoelástica, método de elementos finitos, *strain-gauge*, e mais recentemente, o método do disco aderido, também são usados para medir as tensões de contração de polimerização. Não existem dados que relacionem a tensão de contração de polimerização e o sucesso clínico dos compósitos odontológicos, devido à natureza complexa desses fatores. Apesar disso, os trabalhos têm relatado inúmeros fatores que podem afetar o desenvolvimento da tensão de contração de polimerização. Esses fatores podem ser separados em fatores dependentes da formulação do material (conteúdo de carga, química e estrutura dos monômeros, interações entre a carga e a matriz orgânica, presença de aditivos) e fatores relacionados à polimerização do material (taxa de polimerização, concentração de catalisadores e inibidores, condições de confinamento, fator C, método de ativação e polimerização, técnica de inserção). A natureza visco-elástica do compósito resinoso, ou seja, a capacidade de liberar as tensões geradas deve ser considerada. Várias estratégias envolvendo modificações desses fatores têm sido desenvolvidas e estudadas com a finalidade de reduzir a tensão resultante da contração de polimerização. Novos materiais com

tensão interna reduzida, resultante da baixa contração de polimerização estão sendo desenvolvidos e podem dominar o mercado antes do completo entendimento deste fenômeno.

Em 2005, KLEVERLAAN et al., avaliaram a contração de polimerização, a tensão de contração, o módulo de tração, e a influência da viscosidade de 17 compósitos odontológicos disponíveis comercialmente. A contração volumétrica foi medida com um dilatômetro de mercúrio, aproximadamente 300 mg de resina foi colocada na superfície plana com espessura de 1,5 mm. A tensão de contração foi medida em máquina de ensaios (Instron) com tensiômetro acoplado. A pasta do compósito foi inserida entre duas superfícies planas, fotoativada por 20 s. A partir do momento da fotoativação, o desenvolvimento da tensão de contração foi medido por 30 min, enquanto a distância entre as superfícies planas era mantida constante. O módulo de tração foi calculado usando a seguinte fórmula: $E = \text{tensão} / \text{deformação}$, onde tensão é F/A , e deformação é o comprimento final menos o inicial dividido pelo inicial. A tensão de contração e o módulo de tração de cada resina composta foram determinados a partir de seis mensurações. Houve significativo aumento na contração e na tensão de contração de polimerização para todos os compósitos em todos os intervalos de tempo (5 vs. 15 min., e 15 vs. 30 min.). A contração dos compósitos com alta viscosidade variou de 2,00 a 3,42% em volume após 30 minutos. Para os compósitos fluidos a variação foi de 4,17 a 5,63% em volume. Considerando a tensão de contração, os valores encontrados para os compósitos de alta viscosidade foram de 8,4 MPa a 23,5 MPa. Para os compósitos de baixa viscosidade a tensão de contração de polimerização foi menor para a UltraSeal XT Plus (3,3 MPa), porém a Aelite Flo e a Flow-it mostraram valores de tensão consideravelmente maiores (16,0 e 15,4 MPa, respectivamente). O módulo de tração medido após 30min., variou entre 1,2 GPa (Revolution Formula 2) e 3,8GPa (Filtek Z250). Este estudo mostrou que a composição do compósito determina a quantidade de contração, a tensão de contração e o módulo de tração. Além disso, o uso de partículas pré-polimerizadas

pode melhorar as propriedades de tensão de contração, como mostrado na resina Heliomolar, enquanto que a alta taxa de polimerização e baixa viscosidade podem ter efeitos indesejáveis considerando essas propriedades.

ILLIE et al., em 2007, examinaram o comportamento de compósitos à base de silorano em relação ao desenvolvimento de tensão de contração durante a polimerização. O compósito experimental (Hermes) foi usado para a avaliação do desenvolvimento tensão de contração durante a polimerização realizada com 10 regimes de fotoativação de duas unidades fotoativadoras de luz LED (Bluephase com a ponta Turbo ou com a ponta MiniLED). A tensão de contração de polimerização, o tempo até o ponto gel e o coeficiente de aproximação linear da tensão de contrações em função do tempo foram determinados por meio de analisador tensão-tração. Os espécimes foram colocados entre dois suportes com distância de 4 mm e altura de 2 mm, resultando em fator C de 0,3. A fotoativação com a ponta MiniLED foi realizada com os regimes de ativação rápida (durante 10, 20 e 40 s), ativação em pulso (durante 12, 24 e 48 s) e ativação em etapas (durante 20 s); enquanto que a fotoativação com a ponta Turbo foi realizada com o regime de fotoativação com alta intensidade de energia (durante 10, 20 e 40 s). A tensão de contração devido à polimerização foi medida e registrada por 300s após a fotoativação. As tensões de contração variaram de 1,4 MPa para o regime de fotoativação em pulso durante 10 s, a 4,4 MPa após a ativação durante 40 s com alta intensidade de energia. As unidades fotoativadoras mostraram correlação significativa com as tensões geradas no que diz respeito à densidade de energia. A irradiância, o tempo de exposição, o coeficiente de contração linear e o ponto gel também apresentaram relação significativa com as tensões, porém em menor intensidade. Os compósitos à base de silorano apresentaram baixos valores de tensão de contração de polimerização em comparação com aqueles à base de metacrilatos.

WITZEL et al., em 2007, avaliaram a influência das dimensões do espécime na tensão de contração de polimerização em sistemas de teste. Um compósito quimicamente ativado (Bisfill 2B) foi manipulado conforme indicação do fabricante e inserido entre duas superfícies planas de dois bastões de vidro (2, 4 ou 6 mm de diâmetro) adaptados à máquina de ensaios universal. A distância entre as duas superfícies definia a altura do espécime (0,5; 1,0; 2,0 ou 4,0 mm). O fator C e o volume de material foram calculados para cada combinação diâmetro-altura. Um extensômetro foi usado para manter a mesma altura do espécime durante o teste. A força máxima após 30 min de polimerização foi dividida pela área transversal do espécime para obter o valor da tensão. Equações matemáticas foram empregadas para estimar o correto valor de tensão de contração de polimerização que seria obtida em sistemas rígidos ideais. Para visualizar a distribuição de tensões, cada configuração do espécime foi modelada por meio uma análise por elementos finitos, usando os softwares MSC PATRAN e MSC Marc. Modelos axisimétricos 2D foram criados assumindo a condição de complacência zero, com a intenção de simular modelos totalmente rígidos. O compósito foi caracterizado com módulo de elasticidade de 8,1GPa e coeficiente de Poisson de 0,3. A análise estatística indicou interação significativa entre o diâmetro e a altura dos espécimes. Em geral, maiores valores de tensão foram obtidos nos espécimes com maiores diâmetros e menores alturas. A distribuição de tensões observada pela análise por elementos finitos não foi uniforme. Sendo que a tensão era intensificada próximo da periferia que simulava a interface entre o compósito e o substrato. Áreas maiores de tensão máxima foram observadas em espécimes altamente confinados, ou seja, com grande diâmetro e baixa altura. Concluiu-se que as dimensões dos espécimes influenciaram nos resultados do teste. Os valores de tensão aumentaram com o confinamento do espécime, provavelmente devido à concentração de tensões adjacente à interface de união.

CALHEIROS et al., em 2008, avaliaram o grau de conversão, a taxa de polimerização máxima e a tensão de contração de polimerização de um compósito resinoso experimental sob diferentes níveis de energia. O compósito possuía composição de 36,7% de Bis-GMA e 63,3% de TEG-DMA, em frações de molar, canforoquinona (fotoiniciador), 2-dimetilamino etil metacrilato (co-iniciador) e hidroxí butil tolueno (inibidor) na concentração de 0,5% em peso, cada; 5% em peso de partículas de sílica com 0,04 μm e 70% em peso de partículas de vidro de bário com tamanho de 2 μm . O grau de conversão e a taxa de polimerização máxima foram avaliados por meio de Espectrometria Infravermelha Transformada de Fourier no topo e na base dos espécimes. A tensão de contração de polimerização, foi monitorada durante 10 minutos após a polimerização de um incremento de resina com 2 mm de espessura entre dois bastões de vidro acoplados à máquina de ensaio universal. Para todos os testes foram usadas diferentes doses de energia (3, 6, 12, 24 ou 48 J/cm²) com irradiância constante de 500 mw/cm². Observou-se que o grau de conversão foi maior com o aumento dos níveis de energia para todos os grupos, exceto entre 24 e 48 J/cm² no topo dos espécimes, onde não houve diferença estatisticamente significativa. A taxa de polimerização máxima não variou com o aumento da dose de energia, porém para todas as doses de energia, a taxa de polimerização máxima foi maior no topo que na base. A tensão de contração de polimerização também foi maior à medida que a dose de energia foi aumentada, porém não foi possível avaliá-la com 48 J/cm² devido à falha de união entre o vidro e a resina. Os autores concluíram que o aumento da dose de energia levou ao significativo aumento no grau de conversão e na tensão de contração de polimerização, porém não influenciou a taxa de polimerização máxima.

Ainda em 2008, GONÇALVES et al., avaliaram o efeito do conteúdo monomérico na tensão de contração, grau de conversão, contração volumétrica, módulo de elasticidade e taxa de polimerização máxima de compósitos experimentais. Nove formulações foram preparadas

contendo 33, 50 ou 60% em mol de Bis-GMA associado com o TEGDMA, o Bis-EMA, ou com os dois monômeros em quantidades iguais. Os sistemas iniciadores (canforoquinona e amina) e o inibidor (BHT) foram adicionados na concentração de 0,5% em massa, cada um. A sílica silanizada (40% em massa) foi adicionada à matriz orgânica. O incremento do compósito foi inserido entre dois bastões de acrílico com 3mm de diâmetro e distanciados em 1mm fixados numa máquina de ensaios universal. A tensão de contração foi medida com tensômetro acoplado ao sistema, durante 10 minutos desde o início da fotoativação com dose de energia de 16 J/cm² (420 mW/cm² por 38 s). A taxa de tensão máxima foi calculada como a relação entre a força máxima de contração e a área do bastão. A contração volumétrica foi medida 10 minutos após a ativação com dilatômetro de mercúrio. O módulo de elasticidade foi calculado a partir do teste de flexão de 3 pontos. O grau de conversão foi obtido a partir de Espectroscopia Raman Transformada de Fourier e a taxa de reação foi determinada em tempo real por meio da varredura calorimétrica. Os compósitos com baixo conteúdo de Bis-GMA e aqueles contendo TEGDMA mostraram maiores valores de tensão, contração, conversão e módulo de elasticidade. A taxa de polimerização não sofreu variação significativa entre os compósitos, exceto para o compósito com 66% de TEGDMA que apresentou menor valor comparado aos outros compósitos. Análise de regressão linear mostrou que a tensão de contração está fortemente relacionada ao grau de conversão e à contração de polimerização. Assim o estudo sugeriu que em compósitos com baixo conteúdo de partículas inorgânicas, a composição da matriz resinosa pode exercer grande influência sobre a tensão da contração de polimerização, a contração de polimerização e o módulo de elasticidade.

Com o objetivo de comparar as resinas de baixa contração atualmente disponíveis com as demais à base de metacrilato, BOARO et al, em 2010, avaliaram os valores da tensão de contração, contração volumétrica e módulo de elasticidade. Sete resinas à base de dimetacrilatos foram testadas: Durafill/DU, Filtek Z250/FZ, Heliomolar/HM, Aelite LS

Posterior/AP, Point 4/P4 Filtek Supreme/SU, ELS/EL; uma à base de silorano: Filtek LS/LS; e uma à base de uretano dimetacrilato: Venus Diamond/VD. Para a mensuração dos valores de tensão de contração, contração volumétrica e módulo de elasticidade foram empregados, respectivamente, os testes de contração em máquina universal de ensaios, dilatômetros de mercúrio e flexão de três pontos. Entre os materiais considerados pelos fabricantes como de baixa contração, LS, EL e VD apresentaram os menores valores enquanto AP evidenciou os maiores valores de contração volumétrica. Já a tensão de contração foi menor para as resinas EL, VD, LS, AP enquanto a resistência flexural foi maior para as resinas AP, SU e FZ. Os autores concluem que o (1) módulo de elasticidade exerce grande influência sobre a tensão gerada pelas resinas compostas; (2) nem toda resina considerada como de baixa contração apresenta um comportamento semelhante em relação à tensão de contração gerada, e que (3) para que se consiga realmente diminuir a tensão gerada as resinas devem apresentar baixo módulo de elasticidade.

MARCHESI et al., em 2010, preocupados em estabelecer se a tensão de contração de polimerização das resinas à base de siloranos é realmente menor quando comparada à contração das resinas à base de metacrilatos, avaliou comparativamente estes materiais por meio de dois métodos de mensuração da contração. Os materiais avaliados foram Filtek Silorane LS (3M ESPE), Venus Diamond (Heraeus Kulzer), Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Quixfil (Dentsply DeTrey) e Filtek Z250 (3M ESPE). A tensão de contração foi mensurada por meio de um dispositivo detector de tensão (*stress-strain analyzer*) conectado a um sensor, e também por meio de extensômetro. Todos os espécimes foram fotoativados com irradiância de 20 J/cm² e a tensão de contração (N) gerada durante a reação foi registrada nos tempos de 40 e 300 segundos. Os valores foram rankeados da seguinte forma: Venus Diamond < Tetric EvoCeram < Filtek Silorane LS < Quixfil < Filtek Z250 (p<0.05). Os valores de tensão de contração mensurados com o dispositivo detector de tensão foram

significativamente menores em relação aos registros do extensômetro. Os autores concluem que a simples redução da contração de polimerização não implica em um material com menor tensão de contração.

Neste sentido, VAN ENDE et al., em 2010, investigaram se resinas compostas à base de silorano induzem menor tensão na interface adesiva, partindo da análise do efeito do fator C e de diferentes protocolos de inserção incremental na efetividade da resistência adesiva. Para essa análise, uma resina composta à base de silorano Filtek Silorane (FS) e uma resina convencional à base de metacrilato Filtek Z100 foram aderidas às cavidades classe I estilo caixa com dimensões de 4 mm x 4 mm e profundidade de 2,5 mm e cavidades tipo platô realizadas em terceiros molares humanos. Foram confeccionados 8 grupos experimentais de acordo com os seguintes protocolos: Z100 platô (1), Z100 classe I (2), FS platô (3), FS platô em incremento único (4), FS classe I em incremento único (5), FS classe I em incrementos (6), FS classe I com resina flow previamente polimerizada (7) e FS classe I com resina flow polimerizada junto com a resina FS. Após 1 semana de armazenamento, os dentes foram seccionados em palitos de 1mm x 1mm e a resistência adesiva por microtração foi mensurada. Os autores observaram menores valores de resistência adesiva quando da inserção em incremento único, independentemente da resina avaliada, sugerindo que a técnica incremental deveria ser empregada mesmo para as resinas de baixa contração.

Preocupados com a relação entre contração de polimerização e tensão de contração, TANTBIROJN et al, em 2011, avaliaram se resinas compostas de baixa contração geram menor tensão de contração sobre a interface restauradora. Quatro resinas de baixa contração foram selecionadas: LS, Kalore, Premise e RefleXions. Uma resina nanoparticulada (SupremePlus) foi empregada como controle positivo e o dente hígido como controle negativo. Cavidades MOD com 4 mm de profundidade e 4 mm de abertura vestibulo-lingual foram realizadas em 25 pré-molares humanos extraídos, os quais foram divididos em 5 grupos

de acordo com a resina empregada para a restauração, e dois pré-molares foram mantidos hígidos para controle. Os dentes foram digitalizados previamente e após o procedimento restaurador, e comparados em relação à deformação coronária, microinfiltração, contração de polimerização total e grau de conversão, contração pos-gel e módulo de elasticidade. Os resultados evidenciaram que apesar das resinas de baixa contração realmente apresentarem baixos valores de contração, todas induziram deformações coronárias e tensões de contração. Os autores reportam que a tensão de contração depende não apenas de quanto o material contrai em volume, mas de outros fatores como módulo de elasticidade, contração pós-gel, forma, quantidade e geometria das partículas inorgânicas, forma de inserção da resina, método de fotoativação empregado, desenho da cavidade e a quantidade de estrutura dentária remanescente.

FERRACANE, em 2011, revisou o estado da arte das resinas compostas, abordando a evolução do material desde o seu desenvolvimento. Considerou que apesar das resinas poderem ser distinguidas ou classificadas pelas diferenças em suas formulações, todas são similares no que tange aos seus componentes, uma vez que são compostas por uma matriz polimérica reforçada por partículas, sendo comumente empregados vidros radiopacos envoltos por um agente de ligação para unir as partículas à matriz além de componentes químicos os quais promovem ou modulam a reação de polimerização. O autor considera que as propriedades mecânicas das resinas são satisfatórias, mas que algumas propriedades ainda devem ser aperfeiçoadas no material, especialmente a redução da contração de polimerização e da tensão gerada bem como valores de coeficiente de expansão térmico linear mais semelhantes à estrutura dentária. Todavia, acredita que talvez a modificação mais promissora seja a incorporação de nanopartículas de cálcio e fluoreto de cálcio fundidos à sílica, com potencial remineralizador. Em relação aos aspectos clínicos revisados, o autor reporta que a técnica incremental de 2 mm representa a alternativa mais eficaz para o controle da contração

e a adequada polimerização do material, e que os aspectos concernentes ao brilho, lisura e rugosidade são materiais dependentes, sendo que as resinas nanoparticuladas e nanohíbridas apresentam melhor manutenção destas características.

KLAUTAU et al., em 2011, investigaram a capacidade de selamento marginal de resinas compostas de baixa contração em cavidades amplas e profundas, inseridas em incremento único. As cavidades foram preparadas em dentes bovinos, com dimensões de 5,0 mm de diâmetro e 2,5 mm de profundidade, sempre circundada por esmalte em todo o ângulo cavosuperficial. Os dentes foram restaurados e divididos em 5 grupos de acordo com a associação entre tratamento da estrutura dentária e material restaurador: G1, G2, G3 e G4 foram previamente condicionados com ácido fosfórico, seguidos da aplicação do sistema adesivo Adper Singlebond (3M ESPE) e restaurados com (G1) Aelite LS Posterior (Bisco), (G2) Filtek Z350 (3M ESPE), (G3) Filtek Z350 + Filtek Flowable Z350 (3M ESPE), (G4) Premisa (Kerr). O grupo 5 foi tratado com o sistema adesivo Silorane Adhesive System (3M ESPE) e restauração com Filtek Low Shrinkage Posterior P90 (3M ESPE). Após fotoativação, os espécimes foram imersos em solução de fucsina básica 0,5% e lavados imediatamente. Por meio de um software Imagetool (University of Texas Health Center) a extensão do corante ao longo da interface restauradora foi calculada em função da porcentagem do perímetro total do diâmetro da restauração. Em seguida, os espécimes foram seccionados transversalmente e a profundidade de penetração do corante foi calculada em mm. A análise estatística de Kruskal-Wallis demonstrou não haver diferenças estatisticamente significantes tanto para a extensão como a profundidade da penetração do corante. Os autores concluem que as resinas de baixa contração possuem a mesma capacidade de selamento da interface restauradora quando comparadas às resinas à base de metacrilato.

GONÇALVES et al., em 2011, investigaram os efeitos da variação nas proporções entre BIS-GMA e TEGDMA bem como do conteúdo inorgânico na contração de

polimerização e desenvolvimento de tensão em resinas compostas experimentais. Foram avaliadas vinte formulações com relação BIS-GMA:TEGDMA de: 3:7, 4:6, 5:5, 6:4 e 7:3 associadas a porcentagens de bário variando em níveis de 40, 50, 60 ou 70% em peso. A tensão gerada pela contração do material foi mensurada por meio de tensilômetro. Além deste aspecto, foram avaliados grau de conversão e taxa de reação em espectroscopia infravermelho, contração de polimerização em dilatômetro de mercúrio, módulo de elasticidade por flexão em três pontos. A relação entre composição orgânica e inorgânica exerce influência direta em todas as variáveis mensuradas. Os resultados sugerem forte correlação entre matriz orgânica e tensão de polimerização, grau de conversão e taxa de reação enquanto o conteúdo inorgânico influenciou diretamente na contração de polimerização e módulo de elasticidade. Ainda, a contração de polimerização e o grau de conversão relacionam-se diretamente à tensão de contração. Os autores concluem que os esforços devem concentrar-se na redução da tensão de contração modificando-se especialmente o conteúdo orgânico, todavia desenvolvendo-se monômeros alternativos sem prejuízos ao grau de conversão do material.

Preocupados em avaliar se as resinas de baixa contração de polimerização, conhecidas como resinas à base de silorano, apresentam melhor comportamento clínico, BURKE et al., em 2011, avaliaram o comportamento de restaurações classe I e 2. Cinco profissionais os quais já possuíam experiência anterior em avaliação clínica de materiais restauradores foram recrutados para a pesquisa. Cada profissional analisou um mínimo de 20 restaurações em dentes posteriores com Filtek Low Shrinkage Posterior P90 (3M ESPE). As restaurações foram executadas de acordo com as recomendações do fabricante e reavaliadas após 2 anos seguindo-se os critérios do Método USPHS. Um total de 100 restaurações, com média de 25.7 meses de acompanhamento, em 64 pacientes foram avaliadas, divididas entre 30% classe I e 70% Classe II. Todas as restaurações estavam presentes e não havia evidência de lesão de cárie secundária. O critério “ótimo” pôde ser aplicado para 97% das restaurações em relação

ao aspecto anatômico, 84% para integridade marginal, 77% referente à discoloração marginal, 99% em relação à compatibilidade de cor e 93% para qualidade da superfície. Nenhum paciente relatou sensibilidade pós-operatória. Os autores concluem que após 2 anos de avaliação clínica, 100% das restaurações apresentavam-se satisfatórias em relação ao desempenho clínico.

ILIE et al, em 2011, revisa e atualiza os principais aspectos envolvidos no uso de resinas compostas como material restaurador. Dentre as principais características necessárias a esta classe de material destacam-se alta resistência à abrasão, compressão, tração e fratura, microdureza, módulo de elasticidade compatível com as estruturas dentárias, baixo desgaste, baixas absorção de água e solubilidade, reduzida contração de polimerização, alta radiopacidade e uma melhor visibilidade durante a remoção do material para visualização da estrutura dentária. Ao mesmo tempo, propriedades biológicas como biocompatibilidade local e sistêmica e bactericida ou bacteriostática. Dentre os requisitos estéticos, destacam adequado mimetismo com os tecidos dentários e manutenção da cor, ótimo polimento, manutenção do brilho, lisura e polimento, ausência de degradação marginal e durabilidade da forma anatômica. Para alcançar algumas destas características desejáveis, modificações nos monômeros resinosos foram efetuadas. Dentre estas, destacam-se os monômeros ácido-base dímeros, criados na tentativa de se reduzir a contração de polimerização por meio do emprego de monômeros de alto peso molecular. Os monômeros dimetacrilato dímeros derivam do ácido dímero hidrogenado, o qual, por sua vez, é derivado do ácido linoleico, um ácido graxo essencial constituinte da maioria dos óleos vegetais tais como óleo de soja, amendoim e semente de algodão. Comparativamente aos monômeros metacrilatos convencionais como Bis-GMA ou UDMA, o monômero dimetacrilato dímero ácido apresenta alto peso molecular e baixa concentração de duplas ligações de carbono iniciais, traduzindo-se em baixa viscosidade. Um maior grau de conversão e menores valores de contração de polimerização e

absorção de água foram mensurados em comparação aos dimetacrilatos convencionais. Em adição, estes monômeros demonstram uma baixa densidade de ligações cruzadas, alta flexibilidade e baixo módulo de elasticidade. A resina nanohíbrida N'Durance, Septodont, France) é o exemplo comercial do emprego deste monômero em associação ao Bis-GMA e UDMA. Outro exemplo explorado pelos autores corresponde ao TCD-uretano, um monômero de baixa viscosidade que dispensa o uso de diluentes responsáveis pela alta contração de polimerização, empregado na resina Venus Diamond, Haeruz-Kulzer. O monômero apresentado pela DuPont (USA) na composição da resina Kalore, GC, também é abordado pelos autores, consistindo em uma longa cadeia rígida com terminações flexíveis e poucas duplas ligações de carbono existentes, sendo que até o momento as informações provêm do próprio fabricante referendando menor contração de polimerização mas alta absorção de água. Os autores concluem com a avaliação do monômero silorano, enfatizando especial redução da contração de polimerização bem como baixa absorção de água.

2.2 As técnicas de fotoativação e os seus efeitos sobre a contração de polimerização e as propriedades mecânicas do polímero final formado.

Face à análise de DAVIDSON et al., em 1984, sobre a importância de livre escoamento do material durante a polimerização, UNO e ASMUSSEN, em 1991, postularam uma polimerização mais lenta da resina composta, conseguida por meio do emprego de baixa densidade de potência irradiada inicialmente, possibilitando ao material escoar e aliviar as tensões geradas pela polimerização, seguida de irradiação final com alta densidade de potência para validar adequadas propriedades mecânicas do polímero. Os autores investigaram o efeito da redução da polimerização na adaptação marginal, resistência adesiva

por cisalhamento e tração diametral. Cavidades com todas as margens em dentina foram restauradas com a resina Silux e polimerizadas com diferentes intensidades de luz: G1) 60s – 220V; G2) 30s – 220V; GA) 5s – 110V/25s – 0V/30s – 220V; GB) 10s – 110V/20s – 0V/30s – 220V; GC) 20s – 110V/10s – 0V/30s – 220V; GD) 30s – 110V/30s – 220V; GE) 60s – 110V. A adaptação marginal foi medida sob microscópio óptico, e as fendas marginais formadas quantificado em termos de porcentagem. Os ensaios mecânicos para verificação da resistência adesiva por cisalhamento e tração diametral nos diferentes métodos de fotoativação foram realizados convencionalmente. Os resultados revelaram uma maior desadaptação marginal nos grupos que receberam intensidade total contínua, ou seja, G1 e G2, enquanto os grupos D e E apresentaram os melhores resultados. Dentre estes, os autores destacam que o grupo E apresentou resultados bastante favoráveis à adaptação. Contrariamente, o grupo GE apresentou os mais baixos valores na resistência adesiva e tração diametral. Concluíram que a melhor postura seria associar a baixa e alta intensidade de luz, favorecendo a adaptação marginal enquanto promove-se a formação de um polímero final mecanicamente resistente.

Preocupados em estabelecer um protocolo de fotoativação que priorizasse as propriedades mecânicas das resinas compostas, RUEGGEBERG et al., em 1994, procuraram investigar a relação entre a densidade de potência e o tempo de irradiação na efetividade de polimerização do material, em diferentes profundidades. Os autores concluíram que para uma polimerização uniforme, o tempo de exposição recomendado seria de 60 segundos em uma intensidade mínima de 400mW/cm^2 , e a espessura ideal de cada incremento deveria ser de 1mm, sendo aceitável incrementos de até 2mm.

Em 1998, Nie et al., expressaram, de forma primorosa, as condições referendadas pelos autores como especiais da polimerização em ambiente bucal, que diferem de qualquer processo de polimerização industrial, a saber:

1. Todo o processo é executado *in vivo*, e dependente das condições biofisiológicas como temperatura bucal, necessidade de irradiação luminosa em espectros específicos e limitados, evitando os efeitos cancerígenos, mutagênicos e alergênicos das irradiações infra-vermelho e ultra-violeta, possibilidade de sobre aquecimento e queimaduras dos tecidos bucais e presença de oxigênio, umidade e contaminantes.

2. Emprego de monômeros impuros, contendo aproximadamente 0,01% de inibidores da reação, como a hidroquinona, metil éter de hidroquinona, p-metoxifenol, resorcinol, pirogallol, ácido benzóico e timol, sendo o mais comumente encontrado o 2,4-dimetil-6-tercibutil fenol, com a função de prevenir a polimerização prematura durante a fabricação e estocagem.

3. A polimerização ocorre por meio de uma reação complexa, face à formulação que contempla diferentes monômeros mono-, di-, e tri-funcionais, co-iniciadores ou fotoiniciadores, aditivos, estabilizadores, pigmentos, partículas de reforço e agentes de união.

4. Concentração excessiva de fotoiniciador, favorecendo a reação quando da irradiação do material no comprimento de onda específico da luz visível, mas viabilizando efeitos tóxicos quando remanescentes.

5. Monômeros com características citotóxicas não somente ao complexo dentinopulpar como também ao organismo, podendo, após penetrarem na pele, produzir parestesia persistente dos dedos da mão de profissionais da área, por danos as fibras nervosas mielinizadas periféricas e aos nódulos de Ranvier.

6. As aminas presentes nas formulações, consideradas co-iniciadores, pertencem às hepatotoxinas, que podem causar a ativação de substâncias tóxicas no fígado e agir como hepatocarcinógenos. A amina como a N,N-dimetil-p-toluidina (DMT) comumente

empregada para acelerar o processo de polimerização, é considerada como cancerígena e mutagênica.

7. A fotoativação intrabucal deve ser direcionada para se estabelecer o maior grau de conversão possível, limitando a difusão dos monômeros não reagidos da matriz polimérica para a saliva e desta, sistemicamente ao paciente.

8. A quantidade de co-iniciadores deveria ser limitada à concentração exata necessária para se obter uma reação de polimerização com grau de conversão máximo possível.

YAP et al., em 2001, investigaram a influência de diferentes métodos de fotoativação na efetividade da polimerização e contração pós-gel de um compósito resinoso (Z100). Os métodos de ativação usados foram: de alta intensidade (com 540mW/cm²), baixa intensidade (374mW/cm²) e soft-start envolvendo a modulação da energia em dois passos (60% da ativação em menor intensidade, 20% com baixa intensidade e 20% com alta intensidade – 289; 354; 433mW/cm²). Os tempos de fotoativação usados para todos os métodos foram 40, 80 e 120 segundos. A efetividade da polimerização foi avaliada por meio do gradiente de dureza nas superfícies de topo e base dos espécimes após os diferentes tempos de fotoativação. A contração de polimerização linear foi medida por meio da técnica de *strain gauge*, onde a alteração dimensional durante a polimerização foi monitorada continuamente a cada 10s até 40s, e em 60s, 80s e 120s. A porcentagem de contração linear foi calculada. Os resultados mostraram que a efetividade da polimerização geralmente aumentou com o aumento no tempo de polimerização. Apesar da modulação da intensidade de energia ter resultado em menor contração de polimerização quando comparada ao método de alta intensidade de energia, nenhuma diferença significativa entre os três modos de ativação foi observada.

ASMUSSEN et al., no ano de 2001, estimaram a possível densidade de ligações cruzadas 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 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 densidade de ligações cruzadas do polímero, encorajando o emprego da técnica convencional para fotoativação das resinas compostas.

Em 2002, LIM et al., avaliaram a redução da tensão de contração de polimerização durante um processo de fotoativação de dois passos e a relacionaram com a contração de polimerização e com a espessura do espécime. Um compósito microparticulado (Heliomolar) e dois híbridos (Herculite e Z100) foram testados. Para o método de polimerização contínua de um passo, as amostras foram fotoativadas durante 60 segundos e 330mW/cm², a fotoativação de dois passos foi realizada com fotoativação inicial seguida de um tempo sem exposição a luz e então a exposição final. A combinação dos tempos de exposição e irradiância foram divididas da seguinte maneira: 1. 5 s – 60mW/cm² + 2min + 60s – 330mW/cm², 2. 5s – 100mW/cm² + 2min + 60s – 330mW/cm², 3. 5s – 150mW/cm² + 2min + 60s – 330mW/cm², 4. 10s – 60mW/cm² + 2min + 60s – 330mW/cm², 5. 5s – 60mW/cm² + sem espera + 60s – 330mW/cm², 6. 2s – 290mW/cm² + 5min + 60s – 330mW/cm². A tensão de contração de polimerização foi avaliada com a colocação de uma camada de resina entre dois discos com 5mm de diâmetro. A ponta do aparelho fotoativador foi guiada diretamente abaixo do disco inferior e as forças de contração foram registradas por 10 minutos. A força

máxima foi dividida pela área transversal para calcular a média da tensão axial. A contração volumétrica dos compósitos durante o processo de polimerização foi medida usando dilatômetro de mercúrio monitorado por computador. O grau de conversão foi analisado com Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier. Os resultados mostraram que a tensão de contração de polimerização foi significativamente reduzida pelo método de fotoativação de dois passos. Com redução de 29,7%; 26,5% e 19,0% para o Heliomolar, Herculite e Z100, respectivamente. A contração volumétrica e o grau de conversão não foram diferentes quanto ao tipo de fotoativação aplicada para nenhum dos compósitos. O aumento da espessura da amostra do compósito reduziu a tensão de contração de polimerização especialmente para um dos métodos de fotoativação de dois passos. Concluiu-se que a técnica de fotoativação em dois passos contribuiu para diminuição da tensão de contração de polimerização e que esse fator não pode ser atribuído ao grau de conversão e à contração volumétrica dos materiais testados.

ASMUSSEN et al., 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.

Em 2004, LOGUERCIO et al., mediram a contração de polimerização linear, extensão de fenda e resistência coesiva com o adesivo de compósitos resinosos aplicadas em restaurações com diferentes fatores de configuração cavitária (FC) e diferentes técnicas de preenchimento (inserção única ou incremental). A resina Z250 foi inserida em um ou três

incrementos em cavidades com 4x4x2mm³ (FC=3) ou na superfície de dentina plana (FC=0,3) preparadas em dentes bovinos. Uma sonda foi colocada na superfície do compósito resinoso após a sua inserção na cavidade com a finalidade de medir o deslocamento na direção topo-base. Como a profundidade de cada cavidade foi cuidadosamente registrada antes da inserção da resina a porcentagem de contração linear pôde ser obtida. A metade das amostras foi seccionada para a obtenção de palitos para o teste de resistência a tração. As amostras restantes foram seccionadas e o comprimento da fenda gerada pela polimerização foi medido em duas direções. Os resultados mostraram que sob a condição com baixo Fator C, a contração de polimerização linear foi similar para as duas técnicas de inserção. Entretanto, com alto Fator C a técnica incremental (1,57%) reduziu a contração quando comparada à inserção única (1,95%). A extensão da fenda e a resistência de união não demonstraram interação com a técnica de inserção, porém em condições mais restritas a extensão da fenda foi maior e a resistência de união diminuiu. Concluiu-se que apesar da redução parcial da contração de polimerização linear com elevado Fator C e restauração pela técnica incremental, os efeitos das tensões da contração de polimerização não foram minimizados.

YAP et al., em 2004, compararam a contração pós-gel de um compósito resinoso usando duas fontes de luz LED (uma de alta intensidade e outra com intensidade muito alta) com diferentes modos de ativação. O método convencional de fotoativação com luz halógena foi usado como controle. Os seguintes modos de ativação foram investigados: contínuo, início lento, ativação em pulso e alta intensidade, e divididos entre as unidades fotoativadoras resultando em 10 grupos de teste. Os terminais do extensômetro foram conectados ao dispositivo que monitora a tensão, inicialmente ajustados em zero. As alterações dimensionais foram efetivamente transferidas para os padrões de medidas e valores em termos de resistência. A contração de polimerização linear foi obtida. A contração associada aos vários modos de fotoativação mostrou valores significativamente menores para o LED e-Light do que

para o Max (controle), imediatamente e 1 minuto após a fotoativação. Nenhuma diferença significativa foi observada entre o controle e os vários modos de luz/ativação 10, 30 e 60 minutos após a fotoativação. Nas condições do estudo, a contração de polimerização pós-gel imediatamente após a fotoativação variou de 0,16% a 0,36% para os fotoativadores de luz LED. Para a luz halógena a variação foi de 0,27% a 0,38%. Em todos os intervalos de tempo, a contração pós-gel associada aos modos de ativação contínua foi estatisticamente maior do que os modos de início lento para os fotoativadores FreeLight e Elipar TriLight.

SOH et al., no ano de 2004, investigaram a influência que diferentes protocolos de fotoativação exercem na densidade de ligações cruzadas da resina composta Z100 (3M ESPE). 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 500mW/cm² por 30 segundos, sendo esta representativa da técnica *pulse delay* (PD); o modo *soft-start* (SS), expresso na pesquisa pelo uso de 200mW/cm² por 20 segundos e mais 600mW/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 finais 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.

ILIE et al., em 2005, determinaram a influência de diferentes regimes de fotoativação (quatro unidades de luz LED – Freelight 1 e 2, E-light e Bluephase; duas lâmpadas de luz halógena – Astralis 10 e Swiss Master Light; e uma unidade de luz de plasma – Easy Cure) no comportamento de polimerização do compósito resinoso In Tem-S. O desenvolvimento da tensão de contração durante a polimerização do material foi investigado com analisador de tração-tensão que mediu continuamente a força de contração gerada pela fotoativação do compósito. Os espécimes foram colocados entre dois suportes a 4mm de distância e altura de 2mm (Fator C = 0,3). A fotoativação do material foi realizada com 14 regimes diferentes. As tensões de contração de polimerização máxima após 300s do início da polimerização, e o coeficiente de contração linear da força em função do tempo foram analisados. Os cinco regimes de fotoativação com luz LED E-light testados revelaram os menores valores de tensão de contração máxima, seguido pelo Freelight 1 com baixa intensidade e o Easy Cure. O Freelight 2 com alta intensidade exibiu tensão de contração significativamente maior comparada com o Freelight 1. Nenhuma diferença significativa entre os modos de ativação padrão e exponencial foi encontrada entre os aparelhos. Nenhuma diferença foi encontrada entre o Freelight 2 e o programa pulsátil da luz halógena Astralis 10. Os maiores valores de tensão de contração de polimerização foram observados para as unidades com alta energia, tanto para a luz halógena quanto para o LED. Assim, a menor tensão de contração de polimerização foi observada para os LED de baixa intensidade, enquanto os aparelhos de plasma e os de luz halógena e LED com alta intensidade produziram tensões de duas a três vezes maiores.

NEO et al., 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 composto, 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., 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 exercem 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.

ILLIE et al., em 2006, procuraram avaliar as características de um material restaurador inovador baseado em um monômero com uma nova composição química denominado silorano, e comparar estas características com as já bem conhecidas das resinas à base de metacrilatos. Os autores destacam que os estudos em desenvolvimento de resinas compostas

focam no uso de sistemas de abertura de anéis, em função destes monômeros apresentarem propriedades desejáveis como profundidade de polimerização, baixa contração de polimerização, alta resistência e microdureza equivalente às resinas à base de BisGMA. Os autores aferiram o comportamento de polimerização de uma resina experimental à base de silorano (Hermes, 3M ESPE, Shade A3, Lot nº. A-254), por meio do registro do grau de conversão e variação da microdureza e módulo de elasticidade em função da variação da profundidade, envolvendo 16 regimes de fotoativação, sendo uma unidade de lâmpada halogena (Astralis) e três unidades leds (MiniLED, Freelight 2 e Bluephase). O grau de conversão foi aferido por meio do teste FTIR em tempos de 0s, 180s e 360s após a fotoativação em profundidades de 2 a 6mm. Para analisar a qualidade de polimerização, a microdureza e o módulo de elasticidade foram mensurados obtendo-se a região central dos espécimes de 6mm, previamente cortados com disco diamantado em máquina de corte. Independentemente do aparelho fotoativador empregado, a densidade de potência diminuiu consideravelmente com o aumento da profundidade do espécime, sendo que menos de 10% da densidade de potência total estava disponível na profundidade de 4mm.

BOUILLAGUET et al., em 2006, mediram a deformação do dente em resposta à polimerização de cinco compósitos resinosos por meio de interferometria eletrônica. Cavidades MOD (2mm x 2,5mm x 11mm) foram preparadas em molares humanos. Os compósitos resinosos Tetric Flow, Tetric Ceram, Premise, QuiXfil e Hermes foram usados. Uma ponta termoeletrica foi fixada na face interna da cúspide lingual para monitorar alterações térmicas durante o processo de polimerização. Os espécimes foram colocados dentro do ESPI e posteriormente as cavidades foram preenchidas em incremento único com o compósito (0,15g por cavidade). As resinas foram fotoativadas por 40s com 1000mW/cm². O deslocamento da cúspide lingual do dente durante a polimerização do compósito foi medido com o ESPI. Análise da microdureza Vickers foi usada como um método indireto para avaliar

o grau de polimerização do material resinoso dentro da cavidade. Experimentos com preparos vazios demonstraram que a técnica ESPI foi sensível às alterações dimensionais. A correlação entre a contração de polimerização dos compósitos resinosos e a deformação do dente medida com ESPI não foi muito evidente. Um material fluido não apresentou deformação do dente significativamente maior que um híbrido convencional. O material experimental à base de silorano (com menos contração axial) induziu a menor deformação do dente. Os autores concluíram que o ESPI foi um método viável para avaliar a deformação das cúspides induzida pela contração das restaurações, porém os dados de contração de polimerização podem superestimar a deformação do dente induzida pela contração.

YAMAZAKI et al., 2006, compararam a microinfiltração de uma resina experimental de baixa contração (Hermes), uma nanoparticulada (Filtek Supreme) e uma micro-híbrida (Tetric Ceram) pelo método da penetração de corantes. Foram preparadas cavidades classe I em 60 molares humanos, randomicamente divididos em três grupos de acordo com o tipo de resina empregada. As restaurações foram confeccionadas pela técnica incremental ou em incremento único. Metade dos espécimes de cada grupo foram submetidos a 200.000 ciclos de ciclagem mecânica com força de 50 N, enquanto a outra metade foi armazenada em água destilada por 24 horas a 37°C. Todos os espécimes foram imersos em solução de azul de metileno a 1% por 24 horas a 37°C e seccionados em três partes. As margens foram avaliadas por meio de um ranqueamento por escores (0-4). Os dados foram submetidos aos testes não paramétricos de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. Todos os espécimes apresentaram microinfiltração, independentemente da técnica restauradora. A ciclagem mecânica afetou significativamente à microinfiltração quando do emprego da técnica incremental, com exceção da resina Hermes. Os autores sugerem que a técnica incremental deveria ser empregada com este tipo de material.

Preocupados com as propriedades físicas das resinas compostas de baixa contração de polimerização à base de silorano, LIEN et al, em 2010, avaliaram comparativamente à cinco resinas à base de metacrilato, as características de resistências à compressão e tração diametral, módulo flexural, tenacidade à fratura, microdureza e contração de polimerização. De forma geral, as resinas à base de silorano apresentaram menores valores de contração, porém significativa redução dos valores de resistência compressiva e microdureza.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Tendo em vista que altas densidades de potência podem induzir contração de polimerização excessiva para resina de metacrilato, comprometendo a estabilidade de união da interface adesiva, e que resinas à base de silorano necessitam de alta irradiância para, ao ser convertida em calor, facilitar a reação de polimerização, torna-se fundamental:

1. Avaliar quantitativamente a contração de polimerização em função do aumento dos valores de densidade de potência irradiados em compósitos à base de metacrilatos, comparando-os com os compósitos à base de silorano;
2. Aferir qualitativamente a interface restauradora em relação à abertura de fendas marginais, em função da variação do tipo de substrato dentário e valores de densidade de potência;
3. Correlacionar os valores de densidade de potência irradiados com o rompimento da interface adesiva, em função da composição dos sistemas restauradores resinosos;
4. Avaliar se resina composta de baixa contração de polimerização implica em melhor integridade marginal.

Para isto, as seguintes hipóteses nulas foram testadas:

1. Não há diferenças na contração de polimerização entre os valores de densidade de potência irradiados ao material, comparando-se os sistemas restauradores resinosos à base de metacrilatos e siloranos;

2. O tipo de substrato dentário não exerce influência sobre a adaptação marginal da restauração;
3. As diferentes irradiâncias ou densidades de potência não exercem influência sobre a adaptação marginal da restauração.

Materiais e Método

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Dentro do delineamento experimental desta pesquisa foram utilizados os seguintes materiais: resina composta microhíbrida de alta densidade, Filtek™ Z-250, (3M ESPE, Saint Paul – MN, USA), no matiz A e croma 2; ácido fosfórico 37% (Condac FGM); sistema adesivo à base de metacrilato Single Bond (3M ESPE, Saint Paul – MN, USA); resina composta à base de silorano Filtek P90™ (3M ESPE, Saint Paul – MN, USA), no matiz A e croma 2; sistema adesivo autocondicionante P90™ (3M ESPE, Saint Paul – MN, USA).

A Tabela 1 ilustra a composição básica das resinas compostas e sistemas adesivos utilizados neste estudo.

Para a fotoativação dos materiais foi selecionado o aparelho Blue Star 3 (Microdont Produtos e Equipamentos Odontológicos, São Paulo, Brasil) cuja energia luminosa gerada é proveniente de um macrodiodo emissor de luz (LED), emitindo uma densidade de potência máxima de 1550mW/cm^2 , com comandos independentes de tempo ajustados para 5, 10, 15 e 20 segundos.

4.2 Método

Este estudo *in vitro* envolveu uma análise quantitativa e qualitativa da força de contração de diferentes monômeros resinosos.

A distribuição amostral para a análise quantitativa da força de contração foi composta por dez grupos, cada qual constituído por dez corpos de prova, conforme Tabela 2, variando-se o tipo de resina composta (Filtek Z-350 e Filtek P-90) e as densidades de potência (200, 400, 600, 800 e mW/cm^2).

TABELA 1 – Composição e características dos materiais empregados no presente estudo.

Material	Lotes e Validade	Composição
<i>Filtek™ Z-250 (3M ESPE)</i>	1023800105 / Jan / 2013	Matriz orgânica: Bis-GMA; Bis-EMA; TEGDMA; UDMA; canforquinona. Matriz inorgânica: óxido de alumínio, sílica e óxido de zircônia (82% em peso; 60% em volume; partículas de 0,6 µm).
<i>Single Bond (3M ESPE)</i>	8RM / Mai / 2011	Bis-GMA; HEMA; diuretano dimetacrilato; copolímero do ácido polialcenóico; canforquinona; água; etanol; glicerol 1.3 dimetacrilato; sílica (5nm; 10% em peso).
<i>Filtek™ P90 (3M ESPE)</i>	N130928 / Ago / 2011	Matriz orgânica: silorano; canforquinona; sais iodônio. Matriz inorgânica: partículas de quartzo e fluoreto de ítrio (76% em peso).
<i>Sistema adesivo silorano Filtek™ P90 (3M ESPE)</i>	Primer: N130675 / Set / 2011 Adesivo: N137817 / Nov / 2011	Primer autocondicionante: metacrilato fosfatado; copolímero do ácido poliacrílico; ácido carboxílico; Bis-GMA; HEMA; água; etanol; canforquinona; partículas de sílica tratadas com silano. Adesivo: canforquinona, dimetacrilatos hidrofóbicos, metacrilatos fosforilados, TEGDMA.

A análise qualitativa, por sua vez, envolveu uma seleção randomizada de dentes bovinos, incisivos centrais inferiores, onde cavidades classe V que foram restauradas com uma resina composta à base de monômeros metacrilatos e outra à base de silorano, e submetidos à fotoativação com diferentes densidades de potência. Foi avaliada a interface de união entre material restaurador/paredes cavitárias em três diferentes localizações: parede circundante com margem em esmalte, parede circundante com margem em dentina e parede axial em dentina, conforme descrito na Tabela 3.

TABELA 2 – Distribuição dos corpos de prova em função da condição experimental para análise quantitativa da contração de polimerização.

Grupo	Resina composta	Densidade de potência (mW/cm ²)	Tempo (s)
<i>G1</i>	Filtek Z250	200	40
<i>G2</i>		400	
<i>G3</i>		600	
<i>G4</i>		800	
<i>G5</i>		1000	
<i>G6</i>	Filtek P90	200	40
<i>G7</i>		400	
<i>G8</i>		600	
<i>G9</i>		800	
<i>G10</i>		1000	

TABELA 3 – Distribuição dos corpos de prova em diferentes condições experimentais para análise qualitativa da interface de união entre material restaurador/paredes cavitárias

Resina	Densidade de potência (mW/cm ²)	Parede cavitária	Grupo
<i>Filtek Z250</i>	200	circundante esmalte	G1e
		circundante dentina	G1d
		axial	G1a
	400	circundante esmalte	G2e
		circundante dentina	G2d
		axial	G2a
	600	circundante esmalte	G3e
		circundante dentina	G3d
		axial	G3a
	800	circundante esmalte	G4e
		circundante dentina	G4d
		axial	G4a
	1000	circundante esmalte	G5e
		circundante dentina	G5d
		axial	G5a

<i>Filtek P90</i>	200	circundante esmalte	G6e
		circundante dentina	G6d
		axial	G6a
	400	circundante esmalte	G7e
		circundante dentina	G7d
		axial	G7a
	600	circundante esmalte	G8e
		circundante dentina	G8d
		axial	G8a
	800	circundante esmalte	G9e
		circundante dentina	G9d
		axial	G9a
	1000	circundante esmalte	G10e
		circundante dentina	G10d
		axial	G10a

4.2.1 Análise quantitativa da contração de polimerização

Para realização deste experimento foi empregada a metodologia baseada nos experimentos de Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987, com algumas alterações idealizadas por Mondelli et al., 2002; Castañeda-espinosa et al., 2002; Mondelli et al., 2002; e Mondelli et al.; 2005, a qual proporciona a avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de materiais restauradores de forma simples, objetiva, sensível e de fácil

reprodução, permitindo seu emprego em diferentes centros de pesquisa. Além disso, ainda possibilita: (1) a comparação das forças geradas durante a contração de polimerização de diferentes resinas compostas; (2) variabilidade do aparelho fotoativador e análise da influência de diferentes fontes de luz sobre esta contração; (3) variabilidade do método de fotoativação bem como da densidade de energia irradiada; (4) influência do emprego de materiais de base na contração de polimerização e transmissão das forças geradas; (5) variação no volume do “fator C de configuração cavitária” ou mesmo (6) variação no “fator C de configuração cavitária” mantendo-se o volume constante.

4.2.1.a Bases e equipamentos

A máquina de ensaios universal Emic DL 500 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, Paraná, Brasil) e duas bases de aço retangulares com dimensões de 6,0mm de comprimento e 2,0mm de largura foram empregados para o estudo.

As bases metálicas eram jateadas previamente a cada grupo com óxido de alumínio para permitir a adesão da resina composta ao metal sem a necessidade de aplicação de sistema adesivo e ajustadas e fixadas paralelamente na máquina de ensaios por meio de dispositivos específicos. A base metálica superior era acoplada ao braço móvel da máquina de ensaios por meio de célula de carga de 10 kg e a base metálica inferior acoplada à base fixa da máquina de ensaios por meio do dispositivo BENCOR Multi-teste.

Após a montagem e ajuste das bases metálicas, o braço móvel superior era movimentado até contatar a base inferior. Neste momento, o relógio digital indicador da posição de deslocamento (décimos de milímetros) e da carga (Newton) era zerada no programa de computador Tesc (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaios Ltda., Paraná, Brasil) utilizado para as aferições quantitativas deste ensaio. Uma vez ajustadas as bases metálicas e zerada a carga e posição do braço superior, era ajustada a distância pretendida

entre as bases metálicas, configurando-se a altura do corpo-de-prova, movimentando-se o braço superior com precisão em décimos de milímetros. Durante os ensaios, a distância entre as bases era ajustada em 1,0 mm e o braço superior da máquina permanecia imóvel durante o ensaio (Figura 1). Desta maneira, o volume do incremento de resina composta inserido entre as bases metálicas correspondia a um valor constante de $12,0 \text{ mm}^3$, determinado pela multiplicação do comprimento da base ou do incremento pela espessura e pela altura, ou seja: $\text{Volume} = 6,0 \times 2,0 \times 1,0$ ou $V = 12,0 \text{ mm}^3$.

FIGURA 1 - Esquema representativo dos equipamentos utilizados no teste. A. Célula de carga de 10kg; B. Bases metálicas fixadas à máquina; C. Espaço entre as bases metálicas para inserção da resina composta de 1,0 mm; D. Comprimento da base metálica de 6,0 mm; E. Largura da base metálica de 2,0 mm; F. Incremento de resina composta posicionado para o teste de força de contração.

Após a adaptação e determinação das distâncias entre as bases metálicas, o espaço entre elas era preenchido com resina composta, inserindo-se a adaptando-se o material com auxílio de uma espátula para resina (Suprafill n°1 e n°2, SSWhite/Duflex), preenchendo-se todo o espaço em incremento único (Figuras 2 A e B).

Como o aparelho Blue Star 3 (Microdont Produtos e Equipamentos Odontológicos, São Paulo, Brasil) empregado apresenta densidade de potência fixa em 1550 mW/cm^2 , dispositivos cilíndricos plásticos de diferentes comprimentos e mesmo diâmetro da ponteira de luz foram confeccionados e acoplados à saída de luz da ponteira do aparelho com o objetivo de modificar e modular a densidade de potência irradiada que atingiria o material restaurador em 200 mW/cm^2 , 400 mW/cm^2 , 600 mW/cm^2 , 800 mW/cm^2 e 1000 mW/cm^2 , em função dos comprimentos respectivos dos dispositivos conforme descrito na Tabela 4 e identificado na Figura 2 C. Isto é possível pela diminuição da densidade de potência irradiada pela fonte de luz em função do aumento do quadrado da distância entre a ponteira do aparelho e o material irradiado. A densidade de potência era checada com um radiômetro (Curing Radiometer / Model 100 P/N – 10503/Demetron Research Corp – Demetron) previamente à fotoativação de cada corpo-de-prova.

O aparelho fotoativador era então posicionado centralizando-se sua ponteira de luz entre as bases metálicas na face correspondente ao comprimento de 6 mm, permitindo a irradiação luminosa em todo o corpo de prova e sua passagem através da espessura de 2 mm do incremento de resina (Figura 2 D). Dez ensaios foram realizados para cada grupo, sendo que o início do teste coincidia com o início da fotoativação, e o tempo total do ensaio para cada corpo de prova foi definido em 120 segundos.

TABELA 4 – Relação entre o distanciamento da ponteira do aparelho fotoativador e a densidade de potência irradiada ao material.

Comprimento do dispositivo (mm)	densidade de potência emitida
38 mm	200 mW/cm ²
28 mm	400 mW/cm ²
19 mm	600 mW/cm ²
13 mm	800 mW/cm ²
9 mm	1000 mW/cm ²

Os valores das forças geradas durante a contração de polimerização das resinas compostas foram obtidos em função da variação na densidade de potência emitida pela fonte de luz, sendo registrados pelo programa específico instalado pelo fabricante da máquina de ensaios Emic, em decorrência da deformação sofrida pela referida célula de carga, dentro de um tempo pré-determinado de 120 segundos. A partir da média dos valores de força de contração foram obtidos gráficos com delimitação de curvas força (em Newton) / tempo (em segundos) (s), permitindo visualizar o registro contínuo da geração de forças durante a contração de polimerização, em Newton, conforme o tempo pré-determinado para cada ensaio.

Figura 2: A. Bases metálicas acopladas à Máquina de Ensaio EMIC; B. Resina composta preenchendo o espaço de 1mm entre as bases; C. Teste de contração de polimerização com aparelho posicionado para fotoativação do corpo-de-prova. e D. Dispositivos cilíndricos plásticos empregados para a modulação da densidade de potência do aparelho.

4.2.2 Análise qualitativa da interface restauradora

4.2.2.a Preparo cavitário

Após os dentes terem sido selecionados, distribuídos aleatoriamente nos grupos e limpos, os preparos cavitários foram executados a partir da junção amelo-cementária da face vestibular da coroa, de forma centralizada, com utilização de uma ponta diamantada cilíndrica de extremidade plana nº. 3100 (1,6mm de diâmetro e 2,1mm de comprimento; KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda., Barueri/SP – Brasil), substituída a cada cinco cavidades confeccionadas. A ponta foi posicionada em 90° com a porção mais central da junção amelo-cementária na superfície vestibular, proporcionando uma cavidade com 2 mm de profundidade e 2 mm de diâmetro, com aferição de um paquímetro digital, obtendo-se uma cavidade circular com termos em esmalte e cimento. O acabamento das paredes da cavidade foi realizado inicialmente com a mesma ponta diamantada, em baixa velocidade de rotação, seguido pelo emprego de instrumento cortante manual duplo revisado (recortador de margem) # 8/9 (Duflex/SSWhite Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro/RJ – Brasil)

FIGURA 3 - Representação esquemática da confecção dos preparos cavitários e suas respectivas dimensões.

Ao término do preparo cavitário, as cavidades apresentaram características as mais próximas possíveis, especialmente no que tange ao diâmetro, profundidade, espessuras de esmalte e dentina, para que o envolvimento do substrato dentário e a configuração cavitária (Fator C) fossem adequadamente padronizados. As mensurações da espessura de esmalte e dentina foram realizadas com auxílio de um paquímetro digital, e são importantes para eliminar a possibilidade de um viés nos resultados da pesquisa, uma vez que a quantidade de dentina e esmalte remanescentes influenciam a maior ou menor deflexão da estrutura dentária frente à força de contração. Desta maneira, todos os espécimes apresentavam a mesma área final do preparo cavitário, o mesmo volume para inserção do incremento de resina, e a mesma quantidade de remanescente dentário envolvendo o preparo cavitário. Estas características estão descritas na Tabela 5.

TABELA 5 – Características das cavidades usadas na análise qualitativa da interface restauradora com média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV).

	Diâmetro(mm)	Profundidade (mm)	Espessura de esmalte (mm)	Espessura de dentina (mm)	Volume (mm ³)	Fator-C
<i>M</i>	2	2	0,7	1,3	6,28	5
<i>DP</i>	0,0	0,0	0,1	0,2	0,0	0
<i>CV</i>	0%	0%	2,3%	8,8%	0%	0%

4.2.2.b Restauração dos preparos cavitários

Nesta fase, os procedimentos foram executados em sala especial, de acordo com a especificação número 27 da *American Dental Association* (ADA) para restaurações diretas

com resina composta, mantendo-se a temperatura de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$, controlada por um termômetro, regulada por condicionador de ar Admiral Royal (Springer Refrigerador AS., Brasil) e com umidade relativa do ar $50\pm 10\%$, ajustada pelo desumidificador OAS-S, Modelo OD-300 série 1.

As cavidades foram restauradas em incremento único, seguindo-se as instruções do fabricante para cada resina composta. Para a resina Filtek Z-250, o substrato dentário foi condicionado com ácido fosfórico 37% por 30 segundos em esmalte e 15 segundos em dentina, lavado por 30 segundos e seco com papel absorvente seguindo-se a técnica úmida de adesão. O sistema adesivo Single Bond foi aplicado em duas camadas com micro-pincéis (KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda., Barueri/SP – Brasil) e, após evaporação do solvente com suaves jatos de ar (aproximadamente 20 cm de distância, durante 10 segundos), o mesmo foi submetido aos diferentes protocolos de fotoativação conforme descritos nos grupos correspondentes.

Já para a resina Filtek P90, o substrato dentário não sofreu condicionamento prévio com ácido fosfórico 37%, considerando a indicação do fabricante de que ele não afeta a força adesiva da referida resina. Assim, o substrato dentário recebeu o tratamento com o sistema adesivo autocondicionante de dois passos, para a resina à base de silorano. O primer autocondicionante foi agitado e aplicado ao preparo cavitário de forma ativa por 15 segundos, seguido pela evaporação do solvente com um leve jato de ar por aproximadamente 20 cm de distância, durante 10 segundos, e fotoativação de acordo com os diferentes protocolos descritos para os grupos correspondentes. Em seguida, o frasco do adesivo foi agitado e aplicado ao preparo de forma ativa por 15 segundos, seguido pela aplicação de suave jato de ar como descrito à aplicação do primer autocondicionante, e fotoativação em função dos protocolos estabelecidos para cada grupo. A resina composta foi inserida em incremento

único e fotoativada por 40 segundos com diferentes densidades de potência correspondentes aos grupos avaliados.

4.2.2.c Fotoativação

Os mesmos dispositivos cilíndricos plásticos de diferentes comprimentos e mesmo diâmetro da ponteira de luz foram confeccionados e acoplados à saída da ponteira do aparelho Blue Star 3 (Microdont Produtos e Equipamentos Odontológicos, São Paulo, Brasil) como previamente descrito.

O aparelho fotoativador era posicionado centralizando-se sua ponteira de luz com a cavidade, de forma perpendicular à superfície vestibular do dente bovino, permitindo a irradiação luminosa em todo o corpo de prova e sua passagem através da espessura de 2 mm do incremento de resina.

De forma complementar, com auxílio de um termômetro digital (Minipa MT 401A) foi aferida a temperatura ao término de 40 segundos à saída de luz da ponteira do aparelho de LED, para as densidades de potência de 200 mW/cm², 400 mW/cm², 600 mW/cm², 800 mW/cm² e 1000 mW/cm², empregadas neste estudo, com valores respectivos da temperatura de 28°C, 30°C, 45°C, 52°C e 75°C.

4.2.2.d Armazenamento dos corpos-de-prova

Uma vez concluída as restaurações, os espécimes foram imersos em água deionizada por 24 horas, em estufa a 37°C, para maturação da fotopolimerização e sorção de água com conseqüente expansão higroscópica do material. Depois deste tempo, foram acabados e polidos com discos de lixa e de feltro flexíveis (Diamond Pro, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) em ordem sequencial e decrescente de granulometria, em baixa rotação,

por meio do uso de um contra-ângulo, com pressão manual de forma intermitente e sem refrigeração.

Entre o uso dos discos, os corpos-de-prova eram lavados com jatos de água da seringa tríplice, a fim de se removerem resíduos do disco abrasivo previamente empregado. Para o término do polimento foi utilizado disco de feltro (Feltros Diamond Flex, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) com pasta diamantada para polimento (Diamond R, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil).

4.2.2.e Corte dos espécimes

Após restaurados, os espécimes foram fixados em cera pegajosa Kota (Kota Ind. e Com. Ltda., São Paulo), com auxílio de um instrumento de PKT (Duflex/SSWhite Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro/RJ – Brasil) e lamparina (JON) no centro de uma matriz metálica específica para adaptação na máquina de corte (Modelo 650-SBT / South Bay Technology, San Diego, Califórnia). Os dentes foram seccionados com um disco diamantado (Extec Corp – 102mm x 0.3mm x 12.7mm, Enfield, USA), sob refrigeração abundante, no sentido vestibulo-lingual nas regiões radicular, incisal, mesial, distal e, posteriormente, longitudinalmente no sentido mesio-distal, separando a face palatina da vestibular.

Cada corpo-de-prova, desta forma, apresentava duas metades complementares, sendo que cada metade originava a leitura da interface restauradora em três regiões: (1) parede circundante em esmalte; (2) parede circundante em dentina e (3) parede axial, conforme Figura 4.

FIGURA 4 – Divisão dos corpos-de-prova de acordo com o material restaurador empregado e o substrato dentário avaliado.

Ao final do procedimento de corte dos corpos-de-prova de cada grupo, estes eram levados a um aparelho de ultra-som T7 Thomson (Unique Ind. e Com. De Produtos Eletrônicos Ltda., São Paulo, SP), com frequência de 40 KHz, durante 30 minutos, com água destilada e deionizada, com o objetivo de remover os grânulos residuais do disco de diamante que possivelmente pudessem remanescer sobre os mesmos, interferindo com a leitura em Microscopia Eletrônica de Varredura (M.E.V.).

4.2.2.f Metalização e análise em microscópio eletrônico de varredura

Os corpos de prova de cada grupo foram fixados em *stubs* metálicos com fitas adesivas de carbono dupla face (Koch Instrum Cient, São Paulo, SP) manuseados com pinças clínicas (SSWhite/Duflex), metalizados com uma camada de ouro de 100-200 Angström de espessura, empregando-se o Sputter Coater – SCD050 (BalTec, Liechtenstein, Germany) e imediatamente analisados em Microscopia Eletrônica de Varredura (Zeiss-DSM 940^A, Germany-Digital Scanning Microscope). O microscópio foi configurado para operar numa voltagem entre 10-25Kv, com distância de trabalho de 10µm e aumento de 750 vezes para análise da parede axial e distância de trabalho de 50µm e aumento de 350 vezes para análise das paredes circundantes.

4.2.2.g Impressão das fotomicroscopias e análise qualitativa da interface restauradora

Ao final da análise dos corpos-de-prova em M.E.V., obtiveram-se um total de 300 fotomicroscopias, conforme o exemplo: resina Z250, fotoativada com $200mW/cm^2$, avaliada na parede circundante *esmalte*, possui 10 *fotomicroscopias*, na parede circundante *dentina* mais 10 *fotomicroscopias* e na parede *axial* mais 10 *fotomicroscopias*, totalizando 30 *fotomicroscopias* para cada densidade de potência e 150 (30 *fotomicroscopias* x 5 grupos) *fotomicroscopias* para cada resina composta.

Cada fotografia teve a extensão da interface restauradora em esmalte, dentina e axial dimensionada e dividida de maneira equidistante em terços por um programa de edição de imagens (Adobe Photoshop CS for Macintosh), de forma a facilitar a atribuição dos escores pelos avaliadores (Figura 5).

Desta forma, foram impressas um total de 300 fotografias das fotomicroscopias, distribuídas de forma randomizada em um *book fotográfico* e entregues a 3 diferentes

avaliadores, os quais não tinham conhecimento sobre a qual grupo pertencia cada fotografia. Os avaliadores foram explicados sobre a forma de avaliação e calibrados pelo responsável pela pesquisa, devendo atribuir escores a cada fotografia como demonstrado:

0 – ausência de fenda em toda a interface

1 – presença de fenda com extensão de até 1/3 do total da margem

2 – presença de fenda com extensão entre 1/3 a 2/3 do total da margem

3 – presença de fenda com extensão entre 2/3 e 3/3 do total da margem

Cada examinador procedeu a avaliação em dois momentos distintos, com um intervalo de 15 dias entre as avaliações, para que posteriormente pudesse ser avaliada, além da concordância interexaminadores, também a concordância intraexaminador e sua consequente calibração no método para atribuição do escore.

FIGURA 5 – Divisão da extensão da interface restauradora da parede axial representativa dos escores A. 0, B. 1, C. 2 e D. 3 atribuídos pelos avaliadores.

4.3 Análise estatística

Os resultados quantitativos da contração de polimerização foram submetidos à análise estatística para a verificação de diferenças entre as interfaces restauradoras em função da densidade de potência e resina composta empregadas. Optou-se pelo teste paramétrico ANOVA (análise de variância) a dois critérios de classificação. 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 $p \leq 0,05$.

Por sua vez, os resultados qualitativos da interface restauradora, traduzidos pela atribuição de escores à formação de fenda marginal, caracterizaram a relação entre a contração de polimerização e a força de contração, foram analisados estatisticamente pelo teste não paramétrico (1) de Mann-Whitney, para comparação entre as densidades de potência empregadas, (2) Kruskal-Wallis para comparação entre as densidades de potência empregadas e as interfaces inter e intragrupos e (3) Teste de Miller para comparações individuais intergrupos. A concordância estatística intra e interexaminadores foi avaliada pelo método de Concordância Kappa.

Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Análise quantitativa da contração de polimerização

As médias dos valores de contração dos grupos testados estão expressos na Tabela 6.

Tabela 6 – Média dos valores da força de contração de polimerização, desvio padrão e significância estatística dos diferentes grupos estudados.

Grupos	Resina composta	Densidade de potência (mW/cm ²)	Contração (MPa) $\pm$ desvio padrão *	Contração (N) $\pm$ desvio padrão *
G1	Filtek™ Z 250	200	0.93A $\pm$ 0.073	11.24A $\pm$ 0.882
G2		400	1.29B $\pm$ 0.104	15.51B $\pm$ 1.256
G3		600	1.65C $\pm$ 0.103	19.84C $\pm$ 1.247
G4		800	1.95D $\pm$ 0.081	23.49D $\pm$ 0.978
G5		1000	2.36E $\pm$ 0.101	28.35E $\pm$ 1.220
G6	Filtek™ P90	200	0.08F $\pm$ 0.022	1.07F $\pm$ 0.269
G7		400	0.21G $\pm$ 0.027	2.60G $\pm$ 0.327
G8		600	0.37H $\pm$ 0.043	4.53H $\pm$ 0.520
G9		800	0.53I $\pm$ 0.049	6.42I $\pm$ 0.590
G10		1000	0.65J $\pm$ 0.046	7.90J $\pm$ 0.557

*Letras maiúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significantes.

A análise da Tabela 6 possibilita interpretar que os valores de contração aumentam de forma diretamente proporcional à densidade de potência, independentemente do tipo de resina, e que resinas à base de silorano geram menores valores finais de contração de polimerização quando comparadas às resinas à base de metacrilatos.

Para avaliação estatística dos resultados, a análise de variância a dois critérios (resina composta e densidade de potência) sobre a contração de polimerização foi empregada inicialmente, mostrando haver diferenças não apenas entre as resinas compostas avaliadas como também entre as densidades de potência utilizadas. Para evidenciar estas diferenças, o teste de Tukey ($p \leq 0,05$) foi aplicado, permitindo a comparação individual entre os grupos.

Pôde-se verificar que os valores de contração apresentaram correlação positiva e proporcional à densidade de potência. A análise estatística demonstrou haver diferenças entre todos os grupos, comparando-se o fator de variação “densidade de potência”, sendo que os grupos 5 e 10, ambos com densidade de potência de 1000 mW/cm^2 , evidenciaram estatisticamente os maiores valores de contração.

Quando as comparações são realizadas entre materiais (compósitos restauradores Filtek Z250 e Filtek P90), diferenças significativas foram registradas entre todos os grupos avaliados, sendo que a resina composta à base de metacrilato apresentou os maiores valores de contração, mesmo quando associado à baixa densidade de potência (G1 – Filtek Z250 – 200 mW/cm^2 – $0,93 \text{ MPa}$ / G6 – Filtek P90 – 200 mW/cm^2 – $0,08 \text{ MPa}$).

Para comparações dentro de um mesmo grupo de material, densidades de potência menores evidenciam menores valores de contração, como evidenciados pelos gráficos das Figuras 6 e 7.

FIGURA 6 – Gráfico representativo dos valores das médias de contração geradas durante a polimerização da resina composta Filtek Z250 com densidades de potência de (A) 200mW/cm²; (B) 400mW/cm²; (C) 600mW/cm²; (D) 800mW/cm² e (E) 1000mW/cm².

FIGURA 7 – Gráfico representativo dos valores das médias de contração geradas durante a polimerização da resina composta Filtek P90 com densidades de potência de (A) 200mW/cm²; (B) 400mW/cm²; (C) 600mW/cm²; (D) 800mW/cm² e (E) 1000mW/cm².

5.2 Análise qualitativa da interface restauradora

Para análise qualitativa da interface restauradora, os espécimes foram divididos de acordo com o exposto na Figura 4. As fotomicroscopias ilustrativas dos grupos estudados estão expostas a seguir, e foram divididas de forma a facilitar a comparação entre as resinas compostas, as densidades de potência empregadas e o tipo de substrato dentário da interface adesiva.

Figura 8: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede circundante em esmalte nos grupos restaurados com Filtek Z250 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em esmalte com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (E) esmalte e (R) resina composta.

Figura 9: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede circundante em dentina nos grupos restaurados com Filtek Z250 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em dentina com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (D) dentina e (R) resina composta.

Figura 10: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede de fundo em dentina nos grupos restaurados com Filtek Z250 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em dentina com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (D) dentina e (R) resina composta.

Figura 11: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede circundante em esmalte nos grupos restaurados com Filtek P90 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em esmalte com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (E) esmalte e (R) resina composta.

Figura 12: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede circundante em dentina nos grupos restaurados com Filtek P90 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em dentina com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (D) dentina e (R) resina composta.

Figura 13: Fotomicrografias representativas da adaptação marginal da parede de fundo em dentina nos grupos restaurados com Filtek P90 em diferentes densidades de potência. Microscopia eletrônica de varredura da adaptação marginal em dentina com densidades de potência de G1. 200mW/cm². G2. 400mW/cm². G3. 600mW/cm². G4. 800mW/cm² e G5. 1000mW/cm², sendo (D) dentina e (R) resina composta.

A interpretação estatística foi realizada pelo testes não paramétricos (1) Mann-Whitney, para comparação entre as densidades de potência empregadas, (2) Kruskal-Wallis para comparação entre as densidades de potência empregadas e as interfaces inter e intra grupos e (3) Teste de Miller para comparações individuais inter grupos.

Ao avaliar a resina composta Filtek Z250, independentemente da densidade de potência empregada, a margem em esmalte não sofreu abertura de fenda marginal. Para margens em dentina, densidades de potência de 200mW/cm² e superiores induziram a desadaptação e abertura de fendas, com predomínio de escore 3 (96% das fotomicroscopias avaliadas). Na parede axial, no entanto, a desadaptação da interface restauradora ocorre com valores de densidade de potência superiores 600mW/cm², mantendo-se íntegra com irradiações de 200mW/cm² e 400mW/cm².

Para a resina Filtek P90, no entanto, a desadaptação marginal em esmalte ocorreu com densidade de potência de 600mW/cm² e superiores. Nas margens em dentina, a interface restauradora mantém-se preservada apenas com densidade de potência de 200mW/cm². Para valores de 400mW/cm², 68% das fotomicroscopias foram classificadas em escore 2 e 32% em escore 3. No entanto, ao se empregar valores de 600mW/cm² e superiores, 100% das fotomicroscopias apresentaram escore 3 de desadaptação marginal. Para a parede axial, nas densidades de potência de 200mW/cm² e 400mW/cm², a interface adesiva mantém-se preservada, sendo classificada pelos avaliadores com escore 0 em 100% dos casos. Para densidades de potência de 600mW/cm², 71% das fotomicroscopias foram classificadas com escore 2 e 29% com escore 3. Para densidades de potência de 800mW/cm², o escore 2 foi empregado em 66% das análises enquanto o escore 3 em 34%. Quando a densidade de potência empregada foi de 1000mW/cm², 93% das fotomicroscopias foram classificadas com escore 3 enquanto 7% com escore 2.

O Teste de Miller não evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos da resina Filtek Z250 irradiados com 200mW/cm^2 e 400mW/cm^2 , sendo estes estatisticamente diferentes de todos os demais, independentemente do substrato dentário avaliado. Para a resina Filtek P90, não há diferenças estatisticamente significantes entre os grupos irradiados com 200mW/cm^2 e 400mW/cm^2 , e entre os grupos irradiados com 600mW/cm^2 e 800mW/cm^2 , sendo que para as demais comparações houve diferenças estatisticamente significantes também independentemente do substrato dentário avaliado.

A concordância intra e inter examinadores foi estatisticamente avaliada pelo Método de Concordância Kappa. A porcentagem de concordância interexaminadores para análise da parede circundante em esmalte foi de 96% entre os examinadores 1 e 2, 100% entre os examinadores 1 e 3 e 96% entre os examinadores 2 e 3. Para a análise da parede circundante em dentina, os valores foram de 94% entre os examinadores 1 e 2, 94% entre os examinadores 1 e 3 e 100% entre os examinadores 2 e 3. A análise da parede axial, por sua vez, obteve valores de concordância de 90% entre os examinadores 1 e 2, 84% entre os examinadores 1 e 3 e 84% entre os examinadores 2 e 3.

A concordância Kappa intraexaminadores, após um período de 15 dias, foi de 88% para o examinador 1, 86% para o examinador 2 e 84% para o examinador 3.

Discussão

6 DISCUSSÃO

No sentido de favorecer o raciocínio sequencial e lógico dos fatores envolvidos na problemática estudada e a relação destes fatores com a análise e interpretação dos resultados obtidos, a presente discussão foi configurada em tópicos. Assim, o (1) método científico empregado foi considerado perante as evidências científicas e para a (2) análise dos resultados obtidos detalharam-se aspectos referentes às (2.1) correlações entre as forças de contração e a cinética da reação de polimerização para as resinas de metacrilato e silorano e (2.2) efeito da contração na adaptação marginal dos materiais.

6.1 Do método científico empregado

A contração de polimerização bem como a tensão gerada persiste como um tópico de ampla discussão pela comunidade científica, especialmente pelos diversificados métodos científicos existentes para determinação destas variáveis. A análise da contração de polimerização dos compósitos pode ser determinada por meio do emprego de diferentes técnicas e métodos, sendo os mais empregados os ensaios mecânicos por intermédio da máquina de ensaios universal, análise de elemento finito (VERSLUIS; ANTBIROJN, 1999), emprego de extensores elétricos (*strain gauge*) (LOPES, 2003), fotoelasticidade (KINOMOTO, et al., 1998; LOPES, 2003) e dilatômetros de mercúrio (VERSLUIS; ANTBIROJN, 1999).

No entanto, estes métodos caracterizam-se pela análise das forças geradas durante a contração de polimerização dos compósitos de forma exclusivamente indireta, não passíveis de mensuração diretamente nos preparos cavitários realizados clinicamente, apresentando fatores de variação que são objetos de críticas e discordâncias entre pesquisadores, tornando difícil a comparação dos resultados apresentados em diferentes trabalhos da literatura.

O teste empregado neste estudo baseou-se na metodologia utilizada por FEILZER; DE GEE; DAVIDSON (1984), mas com modificação da configuração da plataforma para obtenção de corpos de provas retangulares e não cilíndricos, no sentido de permitir a transmissão uniforme da luz pelo espécime durante a fotoativação. Outro aspecto adotado para realização dos testes foi a adoção de um sistema considerado como não rígido, pelo fato de não apresentar um sistema de reposicionamento das bases metálicas do dispositivo de teste. Isto ocorre porque, quanto menor for a oposição à contração de polimerização do compósito, menor será a força desenvolvida pelo mesmo. Durante os ensaios o braço superior móvel da máquina de ensaio não sofre movimentação para compensar a contração de polimerização dos compósitos inseridos entre as bases metálicas. Dessa maneira, o emprego da máquina de ensaio mecânico associada a uma célula de carga possibilita que as tensões transmitidas pela contração de polimerização dos compósitos a outro substrato possam ser determinadas numericamente pela sensibilidade de deformação da célula de carga, possibilitando o delineamento gráfico da curva {força (N) X tempo (s)} correspondente à alteração sofrida durante o processo de polimerização ou da cinética de polimerização para cada corpo-de-prova, além de ser mais simples de ser empregado quando comparado a outros ensaios laboratoriais, com resultados muito próximos aos atingidos com outros dispositivos semelhantes (MONDELLI, 2005).

Em face da dificuldade de mensurações consideradas cientificamente como diretas da contração de polimerização dos compósitos, testes que aferem manifestações secundárias como microinfiltração marginal ou registro e identificação semi-quantitativo (escores) de fendas na interface restauradora, têm sido reportados como preditores para se estabelecer correlação com a variável (DAUVILLIER et al., 2000; KLEVERLAAN et al., 2005), sendo comum a avaliação da microinfiltração ou a desadaptação marginal da interface restauradora por meio da infiltração máxima presente em cada corpo de prova (BRAGA et al., 2006).

A idéia, entretanto, de que a infiltração máxima é um parâmetro clinicamente relevante pode não ser verdadeira, uma vez que se ocorre desadaptação da interface, seja ela de pequena ou grande extensão, haverá a penetração de microrganismos e possível indução de lesão cariosa secundária. Desse modo, no presente estudo houve a preocupação de se avaliar a desadaptação em diferentes segmentos ao longo da interface restauradora de cada corpo de prova, como tentativa de obter uma análise e mapeamento mais abrangentes sobre cada grupo experimental. A microscopia eletrônica de varredura foi selecionada para esta análise, sendo considerada efetiva para avaliação de interfaces (GARCIA-GODOY, KRÄMER, FEILZER, FRANKENBERGER, 2010; TEIXEIRA, CHAIN, 2010; HAHN, WEYEN, FISCHER, PLOGMANN, HANNING, 2008).

Inúmeros são os fatores que podem contribuir para o desenvolvimento de tensões de contração de polimerização, podendo ser divididos em dependentes da formulação do material, como: o conteúdo de carga, química e estrutura dos monômeros, interações e proporções entre a carga e a matriz orgânica, e fatores relacionados à polimerização do material, sendo: a taxa de polimerização, a concentração de catalisadores e inibidores, o fator cavitário, a técnica de inserção e método de ativação e polimerização (FERRACANE, 2005). Dentre os fatores citados acima, relacionados à polimerização do material, realizou-se a padronização do volume de resina composta em 12 mm³, e do fator cavitário em 1,5, possibilitados pelo tamanho das superfícies aderidas das bases metálicas, bem como a distância entre as bases proporcionar quatro superfícies laterais livres, de dimensões constantes. A técnica de inserção da resina composta também foi padronizada, para todos os grupos estudados, sendo um incremento único com 1 mm de espessura.

A intensidade ou densidade de potência da luz pode interferir na polimerização das resinas compostas (RUEGGEBERG et al., 1993), e, especificamente, configura-se como um fator decisivo na cinética de polimerização e, conseqüentemente, na velocidade desta reação

(RUEGGEBERG, 1999). Por esta razão, o método de ativação da luz na presente pesquisa seguiu um padrão para todos os grupos, que foram submetidos ao modo contínuo de polimerização, alterando-se as densidades de potência em 200mW/cm^2 , 400mW/cm^2 , 600mW/cm^2 , 800mW/cm^2 e 1000mW/cm^2 , por um tempo definido e constante de 40 segundos.

6.2 Dos resultados obtidos

6.2.1. Correlações entre forças de contração e a cinética da reação de polimerização para as resinas de metacrilato e silorano

No presente estudo, dentro de um mesmo tempo de duração da irradiação luminosa (40 s), houve uma relação direta e proporcional entre a elevação da densidade de potência (200, 400, 600, 800 e 1000 mW/cm^2) com o aumento da força de contração de polimerização gerada, corroborando as observações de outros autores (DAVIDSON, DE GEE, 2000; EMANI, SODERHOLM e BERGLUND, 2003; CALHEIROS et al., 2008; ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 2005; BRAGA, BALLESTER, FERRACANE, 2005).

A velocidade da reação de polimerização da resina Filtek Z250 foi consideravelmente maior quando da fotoativação com altas densidades de potência (800 mW/cm^2 e 1000 mW/cm^2), comparativamente à irradiâncias menores (200 mW/cm^2 e 400mW/cm^2) e intermediária (600 mW/cm^2). Este fato pode ser observado claramente na Figura 6, por meio do delineamento gráfico das curvas [força (N) X tempo (s)] obtidas. No momento inicial do ensaio, em sincronia com o início da fotoativação, os espécimes dos grupos submetidos às maiores densidades de potência, 800 mW/cm^2 e 1000 mW/cm^2 , iniciaram a geração de forças com elevação abrupta da curva pela tensão desenvolvida, ocasionando uma maior tendência

de verticalização inicial, que caracterizaria uma aceleração da velocidade de indução da polimerização. Com a aplicação de densidades de potência mais baixas (200 e 400 mW/cm²) denota-se uma menor tendência de verticalização inicial das curvas [força (N) X tempo (s)].

Sem dúvida, a irradiância das fontes de luz constitui em importante fator a ser considerado no processo de fotoativação (RUEGGEBERG et al., 1993), e, especificamente, configura-se como um fator decisivo na cinética de polimerização (RUEGGEBERG, 1999). Comumente denominada como intensidade de luz ou densidade de potência, representa o número de fótons ou energia luminosa emitidos por unidade de tempo, recebidos por um centímetro quadrado do material alvo, ou seja, a superfície da resina composta, podendo ser afetada por fatores como densidade real de saída da ponteira-guia do aparelho, desenho e diâmetro da ponteira, distância da mesma em relação à superfície da resina composta (NUNES, 2006; RUEGGEBERG, 2002). Dependendo da densidade de potência, maior número de fótons será capaz de penetrar mais profundamente, aumentando a probabilidade de haver maior quantidade de moléculas “fótons-absorvedoras” em estado excitado propício para reação, favorecendo a rápida formação de radicais livres indutores da polimerização (RUEGGEBERG, 1999; CHEN, 2007).

Pela reação dos radicais livres às moléculas dos monômeros, as cadeias poliméricas vão sendo gradativamente estruturadas em uma rede tridimensional, por meio de ligações intermoleculares que podem ser do tipo linear ou cruzada, representativas da copolimerização entre monômeros de alto peso molecular como bisfenol-A glicidil metacrilato (BisGMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e bisfenol-A etoxilado glicidil metacrilato (BisEMA) com diluentes como trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) (BOARO et al., 2010; PEUTZFELDT, 1997; RUEGGEBERG et al., 1994; FLOYD et al., 2006; BRAGA et al., 2004). No momento da formação da rede polimérica, as ligações por forças de coesão secundárias denominadas de Van der Waals, que separam os monômeros, são substituídas por

ligações covalentes. Como a distância de 0,3 a 0,4 nanômetros determinada pelas forças de Van der Waals entre as moléculas é maior quando comparada à distância de 0,15 nanômetros das ligações covalentes estabelecidas durante a reação de polimerização, ocorre, como consequência, a aproximação destas moléculas, resultando em uma redução no volume do material (PEUTZFELDT, 1997). Este fenômeno, conhecido como contração volumétrica de polimerização, varia de 2 a 3,5% nas resinas fotoativáveis à base de metacrilatos (DAVIDSON et al., 1997; LABELLA et al., 1999; RUEGGEBERG et al., 1999) e gera, como consequência, tensões no interior do material que podem ou não ser prejudiciais 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 potencializando os efeitos deletérios da microinfiltração marginal, traduzindo-se em passagem de bactérias e fluidos bucais por meio da interface dente-restauração (FERRACANE, 1994).

Respalhando essas considerações, CHEN, em 2007, demonstrou que os primeiros dez segundos são fundamentais para a absorção de fótons pelo agente fotoiniciador existente no material restaurador à base de metacrilatos, e está diretamente relacionada à densidade de potência inicial. Após este período, ocorre uma diminuição significativa desta capacidade de absorção, sendo que aos quarenta segundos de irradiação ela é praticamente inexistente.

Contrariamente, a contração pós-gel é referida como à totalidade de contração que se estabelece no interior do material quando este se encontra em um estado rígido, não sendo mais capaz de distribuir intrinsecamente esta contração, mas sim a transmitindo em forma de tensão às estruturas dentárias, especialmente à interface restauradora. (TERRY; LEINFELDER, 2006; WATTS, HINDI, 2003; RUEGGEBERG et al., 1994; LOPES, 2003; PFEIFER, BRAGA, FERRACANE, 2006; BASEGGIO, 2007).

Como a deformação plástica é um evento tempo-dependente, reações de polimerização iniciadas com menores densidades de potência (200 e 400 mW/cm²) como as empregadas neste estudo, induzem uma menor velocidade na cinética de polimerização e influenciam as características de escoamento do material, podendo proporcionar maiores períodos disponíveis para as cadeias poliméricas sofrerem alterações viscoelásticas e de novas configurações estruturais, minimizando os efeitos iniciais da contração. Com isso, uma grande parte da contração de polimerização do material ocorrerá enquanto a resina encontra-se em um estado não-rígido, denominado de contração pré-gel, correspondendo à totalidade de contração que ocorre durante a polimerização enquanto o material ainda se apresenta viscoso, passível de escoar e distribuir a tensão gerada em seu interior, pelo rearranjo molecular.

Este conceito para análise da tensão de contração gerada pelas resinas compostas durante a fotoativação é conhecido ou denominado como “contração efetiva do material” e é bastante aceito e difundido pela comunidade científica. Neste modelo, a mensuração é feita pela divisão entre a contração total que ocorre nas fases pré e pós-gel da reação de polimerização do material (BAUSCH et al., 1982; DAVIDSON et al., 1984), caracterizando o modelo ou comportamento viscoelástico do material pela fórmula:

$$\alpha_{\text{total}} = \alpha_{\text{pré-gel}} + \alpha_{\text{pós-gel}}$$

Dessa maneira, pela cinética de polimerização apresentada pela resina à base de metacrilato, pode-se inferir que a possibilidade de relaxamento das forças de contração por meio do escoamento viscoelástico do material é potencialmente reduzido com o aumento da densidade de potência, traduzindo-se no aumento da concentração das tensões conforme identificado na Tabela 6, devendo-se ainda considerar a possível indução de fendas marginais.

Considerando que a aplicação de altas densidades de potência, é comumente associada à melhora nas propriedades mecânicas do material, deve-se ressaltar a possibilidade negativa que a aplicação destas irradiâncias pode inferir no comportamento viscoelástico da resina composta, especialmente nos primeiros segundos de fotoativação, onde o material se comportará como um sistema de forças, tendo por um lado o sistema adesivo para estabelecer uma máxima união ou adesão com as paredes cavitárias, mas por outro lado a magnitude inerente da contração da resina traduzirá o movimento em força contrária, que poderá superar a ligação adesiva e promover a formação de fendas marginais (RODRIGUES, 2011).

Observa-se uma tendência dos fabricantes, na evolução tecnológica das fontes de luz, pelo desenvolvimento e lançamento de aparelhos fotoativadores com altos valores de irradiância, chegando muitos aparelhos à emissão superior a 1500mW/cm^2 , com a intenção de reduzir o tempo de fotoativação das resinas e, conseqüentemente, a hora clínica para realização de restaurações. Apesar desta possível vantagem, evidencia-se claramente na literatura científica o efeito negativo que a aplicação de elevadas intensidade de luz pode inferir no comportamento viscoelástico do material, traduzindo-se no aumento do módulo de elasticidade (rigidez), do estresse gerado pela rápida velocidade de reação bem como aumento da temperatura e da contração de polimerização (FERRACANE, et al., 2010; WATTS et al., 2010). Ainda, contrariamente ao que se espera, elevadas densidades de potência não contribuem necessariamente para um aumento significativo no grau de conversão (PEUTZFELDT et al., 2005). A relação não linear entre grau de conversão e densidade de potência pode ser explicada pela reação inicial mais rápida contribuir para a limitação da mobilidade dos monômeros presentes na constituição do material, limitação do grau de conversão em decorrência das duplas ligações de carbono, localizadas nos grupos funcionais dos monômeros, ficarem contidas e imóveis no interior das cadeias poliméricas formadas abruptamente e impedidas de reagirem entre si, ocorrendo uma restrição da propagação

caracterizada por grupamentos pendentes (FERRACANE; BERGE, 1995). Esse fenômeno foi denominado por FERRACANE et al., em 2005, como contração histórica de polimerização e considerado como primordial para a redução do grau de conversão de materiais à base de metacrilato quando irradiados com alta densidade de potência, e respaldado por autores como PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2005 e ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2005.

Por outro lado, a utilização de menores densidades de potência, como a de 200 mW/cm² utilizada neste trabalho, proporcionou menores valores de forças de contração de polimerização, mas adversamente, pode conduzir à ligações intermoleculares do tipo linear, caracterizando estruturas poliméricas finais possivelmente mais frágeis, em detrimento de ligações cruzadas e estruturas ramificadas, com possíveis implicações nas características físico-químicas e mecânicas da restauração (NUNES, 2006), traduzindo-se em amolecimento quando imerso em solventes orgânicos (SOW, YAP, 2007; ASMUSSEN, PEUTZFELDT, 2005), maior solubilidade dos monômeros não-reagidos pelos ácidos provenientes da alimentação e metabolismo bacteriano bem como menores dureza superficial (NUNES, 2006) e grau de conversão, resistência reduzida à compressão, aumento da possibilidade de deslocamento da restauração devido à menor retenção, comprometimento estético caracterizado pela maior tendência ao manchamento superficial (RODRIGUES, 2011) além de maior possibilidade de infiltração marginal (RUEGGEBERG; CAUGHMAN, 1994; RUEGGEBERG et al., 1993).

Ressalta-se, portanto, a importância de se trabalhar com o conceito de energia de polimerização, caracterizada pela densidade de energia ou energia radiante, representada em J/cm², correspondendo à densidade de potência ou irradiância, em mW/cm², que se aplica ao material, multiplicada pelo tempo, em segundos, durante o qual essa luz deve permanecer fotossensibilizando o material restaurador. Tal processo denota a energia necessária para que os compósitos possam ser adequadamente polimerizados e apresentar propriedades finais

satisfatórias, independentemente do método de fotoativação utilizado (FRANCO, LOPES, SOUZA, BASEGGIO, 2008).

Dessa maneira, o processo de fotoativação destes materiais deveria envolver técnicas que possam amenizar a indução da contração de polimerização, especialmente nos segundos iniciais de ativação, por meio de protocolos de modulação durante o processo de irradiação luminosa, contemporizando a diminuição da densidade de potência com o aumento do tempo de polimerização dos compósitos, fornecendo uma condição favorável à redução da contração de polimerização com melhorias potenciais sobre a adaptação marginal das restaurações. (BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG, 2000; BOUSCHLICHER; RUEGGERBERG, 2000; FEILZER et al, 1995; KANCA; SUH, 1999; UNO; ASMUSSEN, 1991; YAP; SIOW, 2001).

Em face do exposto e diante do grande número de resinas compostas à base de metacrilatos existentes no mercado odontológico, seria de fundamental importância que fabricantes de materiais poliméricos fotossensíveis informassem nos rótulos de seus produtos o tempo de fotoativação e a densidade de potência que traduzam a energia ótima para polimerização do material (CAUGHMAN, RUEGGERBERG, 2002; SUH, 1999; NUNES, 2006, FRANCO, LOPES, SOUZA, BASEGGIO, 2008).

Como nos resultados obtidos foram observadas forças de contração que variaram de 0,93 a 2,36 MPa para a resina Filtek Z250, nas densidades de potência de 200 e 1000 mW/cm², respectivamente, a primeira hipótese de nulidade estabelecida experimentalmente para a presente pesquisa pode, portanto, ser totalmente rejeitada, uma vez que houve diferenças na contração de polimerização entre os diferentes valores de densidade de potência irradiados ao material.

De forma expressiva, as resinas à base de silorano apresentaram, comparativamente à resina a base de metacrilato, menores valores totais de forças de contração de polimerização nas diferentes densidades de potência estudadas, com resultados variando de 0,08 a 0,65 MPa,

consubstanciando os resultados encontrados por (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006; GONÇALVEZ, GUIMARÃES, FERRACANE, VERSLUIS e BRAGA, 2010; MIN, FERRACANE e LEE, 2010; ELSAHN, ELKASSAS, EL-DAMANHOURY, FAHMY, GOMAA, PLATT, 2011). O desenvolvimento da contração também ocorre de forma desigual, traduzindo-se no delineamento gráfico [força (N) X tempo (s)] da Figura 7 por uma maior tendência à horizontalização e formação de um platô das curvas durante a fotoativação, com valores iniciais reduzidos da força de contração, seguido pela abrupta verticalização da curva de contração ao término da irradiação luminosa, desenvolvida de forma diretamente proporcional à densidade de potência empregada, conforme expresso claramente na Figura 7.

Este comportamento diferenciado da resina à base de silorano deve-se ao processo de reação de polimerização catiônica, completamente diferente da reação de polimerização por quebra de duplas ligações de carbono como ocorre nas resinas de metacrilato. Na polimerização catiônica, são necessários três componentes: (1) um agente doador de elétrons (carga elétrica negativa), caracterizado pelo fotoiniciador canforquinona, (2) um cátion (íon com carga elétrica positiva), representado pelo sal de iodônio e (3) um monômero heterocíclico – oxirano – composto orgânico cíclico que contém no seu anel um ou mais átomos diferentes do carbono, sendo comumente o oxigênio, nitrogênio ou enxofre (ODIAN, 2004; MATYJASZEWSKI et al., 1996; WEINMANN, 2005; ILIE, HICKEL, 2006). Um segundo doador de elétron também auxilia na reação, o etil dimetilaminobenzoato. A proporção entre canforquinona, sal iodônio e doador de elétron corresponde à 2.1:0.85:0.05 (WEINMANN, THALACKER, GUGGENBERGER, 2005). O oxirano caracteriza-se por uma molécula cíclica extremamente pequena (ODIAN, 2004). Quanto menor o tamanho da anel do monômero, melhor são suas características reativas, favorecendo a conversão em polímeros (ODIAN, 2004; MATYJASZEWSKI et al., 1996). Quatro moléculas de oxirano

unem-se a uma molécula de siloxano para a formação do monômero híbrido silorano. A molécula de siloxano foi selecionada na composição do material por apresentar uma natureza hidrofóbica acentuada (WEINMANN, et al., 2005). A molécula de oxirano, por sua vez, confere alta reatividade e reduzida contração na polimerização. Durante a fase de iniciação, a energia luminosa é irradiada ao material num comprimento de onda específico para a sensibilização da canforquinona, que atinge um estado de excitação eletrônica e reage doando elétrons e decompondo o cátion sal de iodônio, clivando o anel cíclico do oxirano. Além desta reação, a canforquinona reage com um segundo doador de elétrons, o etil dimetilaminobenzoato, conferindo uma lentidão a esta fase da reação. Por sua vez, o sal de iodônio ao ser decomposto torna-se uma espécie ativa, e inicia a fase de propagação, reagindo com outras espécies de monômeros também ativas, via abertura dos anéis cíclicos de oxirano, formando polímeros. Ao abrirem-se os anéis de oxirano, a dimensão volumétrica do monômero teoricamente não se altera, traduzindo-se em nenhuma ou pouca contração de polimerização. A reação inicia a fase de terminação, quando da ausência de monômeros oxirano ativos para a reação, ou mesmo, quando a rigidez aumentada do material impede a mobilização dos monômeros (ODIAN, 2004; MATYJASZEWSKI et al., 1996; WEINMANN, THALACKER, GUGGENBERGER, 2005; ILIE, HICKEL, 2006). O calor desempenha um papel primordial nesta reação, favorecendo a aceleração da abertura dos anéis de oxirano (ODIAN, 2004; MATYJASZEWSKI et al., 1996; WEINMANN, 2005; ILIE, HICKEL, 2006).

Estas diferenças na reação de polimerização para a resina de silorano, especialmente pela reação lenta da canforquinona com os compostos intermediários doadores de elétrons, podem justificar o amplo platô característico dos baixos valores de contração identificados no gráfico da Figura 7, durante os 40 segundos de fotoativação, independentemente da densidade de potência empregada. Da mesma forma, a cinética de polimerização parece ser influenciada

pelo mecanismo de polimerização catiônica, favorecendo um maior prolongamento da fase pré-gel do material, ao mesmo tempo em que a abertura dos anéis de oxirano não implicam em redução do volume do material (WEINMANN, THALACKER, GUGGENBERGER, 2005).

Entretanto, ao final de 40 segundos de irradiação luminosa, evidencia-se um aumento abrupto da contração de polimerização da resina Filtek P90, de forma diretamente proporcional à densidade de potência empregada. Uma possível hipótese para explicar estes resultados relaciona-se a contínua polimerização, mesmo após a fotoativação, em associação com o desenvolvimento do aumento do módulo de elasticidade do material e contração pós-gel (BOARO, GONÇALVEZ, GUIMARÃES, FERRACANE, VERSLUIS, BRAGA, 2010; ELSAHN, ELKASSAS, EL-DAMANHOURY, FAHMY, GOMAA, PLATT, 2011).

Contrariamente à resina de metacrilato, que evidenciou valores de contração significativos desde os momentos iniciais da fotoativação para densidades de potência intermediária (600 mW/cm^2) e maiores (800 e 1000 mW/cm^2), a Filtek P90 apresentou maiores valores de contração pós-gel, independentemente mas diretamente relacionado aos valores de densidade de potência empregados. Esta mesma característica de contração foi confirmada por autores como BOARO, GONÇALVEZ, GUIMARÃES, FERRACANE, VERSLUIS, BRAGA, 2010.

Interpretações equivocadas ou a falta de informações fidedignas em relação ao real comportamento dos compósitos bem como as alterações no comportamento viscoelástico que ocorrem durante a polimerização têm sido motivo de dúvidas e controvérsias na comunidade científica. (BOARO, GONÇALVEZ, GUIMARÃES, FERRACANE, VERSLUIS, BRAGA, 2010). Não obstante, em função da natureza de baixa contração da resina à base de silorano, a configuração cavitária e a técnica de inserção em incremento único tem sido reportadas pelo fabricante como sendo menos crítica em comparação às resinas de metacrilato. VAN ENDE,

MUNCK, MINE, LAMBRECHTS e MEERBEEK, 2010 avaliaram o efeito do Fator C e volume de material na resistência adesiva da resina Filtek Z100 (3M ESPE) e Filtek Silorane (3M ESPE), aderindo os materiais à superfície plana e cavidade classe I oclusal, inserindo-as em técnica incremental ou incremento único. Os autores observaram que quando os materiais foram aderidos à superfície plana, não houve diferença nos valores de microtração entre as resinas testadas, traduzindo-se em pouca indução de tensões à interface adesiva. Entretanto, quando aderidos em cavidade classe I oclusal os valores de microtração diminuíram significativamente para todos os grupos, sendo que o comportamento para a resina Filtek Silorane foi inferior à Filtek Z100, com os menores valores encontrados para a Filtek Silorane em incremento único.

Além das observações relacionadas à cinética de polimerização, deve-se considerar a possível influência da temperatura emitida pelo aparelho de fotoativação nas diferentes densidades de potência empregadas ou o efeito térmico durante o a fotoativação (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006). Com a queda súbita da temperatura quando do término da irradiação, ocorre uma contração térmica pelo resfriamento do material, que somada à contração gerada pelo aumento do módulo de elasticidade ao atingir o ponto gel gera um súbito aumento dos valores de contração, como expressos nas curvas do gráfico da Figura 7 (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006).

Como o aumento da temperatura exerce influência direta na indução da abertura dos anéis catiônicos de oxirano, esse fator de variação desempenha uma participação importante no processo de polimerização desses materiais, considerando-se que favorece a aceleração e mobilidade das moléculas monoméricas (ODIAN, 2004; MATYJASZEWSKI et al., 1996; WEINMANN, 2005; ILIE, HICKEL, 2006). Neste sentido, a recomendação pelo fabricante consiste em empregar densidade de potência acima de 500 mW/cm² para a irradiação

luminosa. Com as densidades de potência de 600, 800 e 1000 mW/cm² houve um aumento expressivo da temperatura, culminando com uma temperatura de 75°C, quando da irradiância de 1000 mW/cm², fato que incrementa a indução do processo de polimerização devido ao aquecimento da resina, que contrai quando retorna à temperatura ambiente, podendo ter contribuído durante a avaliação das forças geradas durante os testes de contração de polimerização, em menor grau para as temperaturas de 28 e 30°C, alcançadas com densidades mais baixas (200 e 400 mW/cm²).

Não obstante esta recomendação, a contração associada à indução térmica referida por ILIE et al., 2007, não pode ser negligenciada durante a fotoativação de resina à base de silorano, podendo causar implicações significativas para a interface adesiva.

6.2.2. Efeito da contração na adaptação marginal dos materiais

Os fabricantes dos sistemas adesivos buscam a excelência do material que comercializam, no entanto com conceitos e percepções empresariais, que não necessariamente comungam com os mesmos conceitos de eficiência clínica e sucesso almejados pela comunidade científica e usuários clínicos dos produtos. Observa-se uma tendência ao lançamento de sistemas adesivos simplificados que, apesar de satisfazerem a demanda por facilidade operacional da técnica de aplicação, são produtos de questionável durabilidade clínica e devem ser empregados mediante a consciência de suas limitações (CARVALHO, CARRILHO, PEREIRA, GARCIA, MARQUESINI, SILVA, 2004; TAY et al., 2003ab; CARRILHO et al. 2005; VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011).

Os sistemas adesivos dentários são combinações de monômeros resinosos hidrofílicos e hidrofóbicos de diferentes pesos moleculares e viscosidades, diluídos em solventes orgânicos como o álcool e a acetona, além da água, de modo a atingir a fluidez necessária para a aplicação clínica. Os monômeros hidrofílicos permitem que o sistema adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, mas confere ao material maior sorção de água, podendo prejudicar sua estabilidade ao longo do tempo. Os monômeros hidrofóbicos, por sua vez, normalmente de maior peso molecular e mais viscosos, são incorporados para conferir maior resistência mecânica e estabilidade ao produto (CARVALHO, CARRILHO, PEREIRA, GARCIA, MARQUESINI, SILVA, 2004; TAY et al., 2003ab; CARRILHO et al. 2005; VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011).

A classificação desses materiais envolve a estratégia adesiva empregada e o número de passos envolvidos na aplicação clínica (VAN MEERBECK et al., 2011). Os sistemas adesivos convencionais são todos os sistemas que empregam o passo do condicionamento ácido previamente e separadamente aos demais passos operatórios, devendo o ácido ser lavado abundantemente com água. Os sistemas adesivos autocondicionantes, por sua vez, correspondem aos materiais que não requerem o uso de um ácido de forma isolada e prévia aos demais passos, estando o ácido incorporado aos demais passos, não devendo ser lavados da superfície após a aplicação. Em relação ao número de passos, podem ser divididos em sistemas de 3 passos, de 2 passos ou de passo único, envolvendo as fases de condicionamento ácido, aplicação do primer e aplicação do adesivo (VAN MEERBECK et al., 2011).

O sistema adesivo da resina Filtek P90 é classificado como um sistema adesivo autocondicionante de dois passos, contendo um primer ácido e um adesivo em frascos separados. Isso decorre em função da possibilidade de se adicionar ésteres fosfatados aos grupamentos carboxílicos de monômeros resinosos, ou mesmo adicionando monômeros

ácidos específicos derivados de radicais carboxílicos, acidificando-os ao ponto de serem capazes de desmineralizar esmalte e dentina, incorporando a smear layer à interface adesiva (CARVALHO, CARRILHO, PEREIRA, GARCIA, MARQUESINI, SILVA, 2004; TAY et al., 2003ab; CARRILHO et al. 2005; VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011; PERFIL TÉCNICO / 3M ESPE).

Como o mecanismo de autocondicionamento depende da desmineralização da estrutura dentária, todos os sistemas autocondicionantes devem conter água em sua formulação, além dos necessários solventes orgânicos e diluentes que tornam a solução fluida o suficiente para infiltrar-se nos tecidos dentais. Nos sistemas autocondicionantes de dois passos, este caráter ácido e hidrofílico é encontrado no primer, a primeira solução a ser aplicada. O segundo passo é representado pela aplicação do adesivo, uma resina de baixa viscosidade, com características hidrofóbicas e que não contém solventes ou água. Essa resina copolimeriza-se com o primer ácido e faz a ligação com o material restaurador (CARVALHO, CARRILHO, PEREIRA, GARCIA, MARQUESINI, SILVA, 2004; TAY et al., 2003ab; CARRILHO et al. 2005; VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011).

Os valores de contração gerados pela resina Filtek P90 neste estudo foram consideravelmente menores à resina de metacrilato Filtek Z250. Enquanto a Filtek Z250, mesmo com altos valores de contração gerados ($1000\text{mW/cm}^2 - 2,36 \text{ MPa}$), apresentou integridade da adaptação à parede circundante em esmalte de 100%, a resina Filtek P90, contrariamente, demonstrou fenda marginal em esmalte para as densidades de 600, 800 e 1000mW/cm^2 , mesmo com baixos valores de contração desenvolvidos ($600\text{mW/cm}^2 - 0,37$; $800\text{mW/cm}^2 - 0,53$; $1000\text{mW/cm}^2 - 0,65 \text{ MPa}$), conforme evidenciados nas Figuras 8 e 11.

Uma possível explicação deve-se aos maiores valores de resistência adesiva proporcionado pelo sistema adesivo convencional utilizado com a Filtek Z250, em função do

potencial de desmineralização do ácido fosfórico 37% previamente empregado (VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011). O emprego do sistema adesivo autocondicionante da resina Filtek P90, de forma similar aos aplicados com resinas à base de metacrilato, pode não ter desmineralizado adequadamente o esmalte, causando menor capacidade infiltrativa dos monômeros e induzindo a abertura de fendas marginais (VAN MEERBEEK, YOSHIHARA, YOSHIDA, MINE, MUNK, VAN LANDUYT, 2011). Uma possível solução operacional para esse problema poderia ser o condicionamento ácido do esmalte previamente à utilização do sistema adesivo da resina Filtek P90, muito embora o fabricante considere esta etapa como opcional.

Cabe ressaltar que na densidade de potência mínima recomendada pelo fabricante (500mW/cm^2), todos os grupos demonstraram a desadaptação marginal, em maior ou menor grau. Contudo, apesar das densidades de potência de 200 e 400 mW/cm^2 não terem induzido a abertura de fendas em esmalte para a resina Filtek P90, é grande a preocupação do emprego de baixos valores de irradiância associado a este material, especialmente sobre a possível influência negativa no grau de conversão e propriedades mecânicas, caracterizando uma resina subpolimerizada, de forma semelhante ao observado por VAN ENDE, MUNCK, MINE, LAMBRECHTS e MEERBEEK, 2010; ILIE, HICKEL, 2006.

Comparativamente ao esmalte, quando a integridade marginal da parede circundante em dentina é avaliada para a resina Filtek Z250, percebe-se pelas fotomicrografias da Figura 9, a desadaptação da interface restauradora para todas as irradiâncias empregadas, bem como a relação linear entre o aumento da densidade de potência e a magnitude da desadaptação, tanto em comprimento como extensão. Da mesma maneira, para a parede de fundo, evidencia-se pela observação das fotomicrografias expressas na Figura 10, a preservação da integridade marginal apenas nas densidades de potência de 200 e 400 mW/cm^2 . Conforme descrito previamente, a cinética de polimerização destes materiais desempenha um papel decisivo na

integridade marginal, especialmente com a diminuição da fase pré-gel e aumento da contração de polimerização acarretadas com maiores irradiações luminosas. Ainda, VERSLUIS, TANTBIROJN, DOUGLAS, 1998, demonstraram que os vetores de contração das resinas de metacrilato são influenciados por fatores como a adesão da resina ao substrato, o número de paredes aderidas, e o grau de conversão do material, quando a energia luminosa é irradiada em 90° com a superfície alvo, direcionando-se para as paredes ou superfícies aderidas enquanto o material apresenta baixo módulo de elasticidade, e para o centro do material quando do aumento desta propriedade, favorecendo a desadaptação marginal (VERSLUIS, TANTBIROJN, DOUGLAS, 1998).

Para as resinas à base de metacrilato, evidencia-se a importância da presença de esmalte no ângulo cavosuperficial da restauração, na garantia de preservação da integridade marginal. Todavia, considerando quando esta característica nem sempre se faz presente, face as diferentes situações encontradas, na tentativa de reduzir os efeitos prejudiciais da contração de polimerização sobre a dentina, estratégias como a indicação de protocolos de fotoativação que modulem a irradiância, induzindo a polimerização inicial com baixa densidade de potência, prolongando a fase pré-gel e possibilitando maior tempo para o material alcançar o módulo de elasticidade e poder escoar; uso de bases cavitárias de cimento de ionômero de vidro; adoção da técnica incremental de inserção da resina composta; e controle do fator C de configuração cavitária devem ser avaliadas pelos profissionais (CASTAÑEDA-ESPINOSA, 2004; FRANCO et. al., 2003; FEILZER et al., 1987; SOH et al., 2004; WITZEL et al., 2006).

Não obstante a indução de baixos valores numéricos de contração, pode-se observar a formação de fendas na parede circundante em dentina nas densidades de potência de 400, 600, 800 e 1000 mW/cm² para a resina Filtek P90, conforme registrado nas fotomicrografias da Figura 12.

Outro fator que pode estar relacionado à desadaptação marginal, relaciona-se à grande concentração de HEMA existente no primer do sistema adesivo autocondicionante empregado com a Filtek P90, em função de suas características hidrofílicas, bem como outros íons, determinam um alto gradiente de concentração osmótica ou hipertonicidade, induzindo a movimentação de água da dentina em direção à interface da camada híbrida, acumulando-se e formando bolhas que acabam por comprometer a união entre o primer hidrofílico e o adesivo hidrofóbico, conforme achados de MINE, DE MUNCK, VAN ENDE, CARDOSO, KUBOKI, YOSHIDA, VAN MEERBEEK, 2010, o que explicaria o rompimento da interface adesiva mesmo com baixos valores de contração.

Este comportamento já foi relatado por TAY, PASHLEY, 2003ab, para os sistemas adesivos à base de metacrilatos, demonstrando a permeação de fluidos pelos sítios hidrofílicos do material, e a presença de finos canalículos mapeados com nitrato de prata e denominados de “water-trees”, deixados pela passagem de água durante os fenômenos de permeabilidade, evidenciando morfologicamente a degradação da camada híbrida.

Uma outra possível explicação pode ter relação com as características de manipulação e esculpibilidade da resina à base de silorano, a qual apresenta alta viscosidade, resultando em pobre molhabilidade do substrato, conforme estudos prévios que reportaram problemas relacionados à adaptação deste material em função de sua alta rigidez, identificando desadaptações e bolhas no interior de restaurações (YAMAZAKI et al., 2006; VAN ENDE et al., 2009)

Ao se analisar as paredes de fundo dos grupos da resina Filtek P90 irradiados com 200mW/cm^2 e 400mW/cm^2 , comparativamente aos grupos irradiados com 600mW/cm^2 e 800mW/cm^2 , observa-se uma tendência de semelhança em relação à integridade marginal, muito embora o Teste de Miller evidenciar diferenças estatísticas significantes entre os grupos. No entanto, quando a densidade de potência de 1000 mW/cm^2 foi empregada, as

diferenças visuais e estatísticas da integridade marginal foram mais evidentes. Tais observações encontram-se reportadas na literatura devido à possível diminuição da temperatura nas camadas mais profundas, influenciada pela dispersão da luz ao longo do material (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006). Como a temperatura favorece o aumento da mobilidade molecular e reatividade da abertura do anel oxirano, um menor grau de conversão seria esperado nestas regiões e, conseqüentemente, menor contração de polimerização (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006). Aliado a esse fator, a menor sensibilização da canforquinona pelo aumento da distância da irradiação luminosa contribuiria para este fenômeno (HANSEN, ASMUSSEN, 1997), corroborando aos resultados expostos na Figura 13, com melhores adaptações da parede de fundo em densidades de potência de 200 e 400mW/cm².

Contudo, a melhor integridade da parede de fundo, isoladamente, não repercute em maior longevidade clínica à restauração, devendo estar associada à integridade marginal da parede circundante em dentina e adequado grau de conversão. Uma vez que estas paredes estão mais próximas da fonte de luz, a maior indução térmica e fotossensibilização da canforquinona alcançada pelas densidades de potência de 600, 800 e 1000 mW/cm² implicaram em maior contração e comprometimento marginal, conforme observado nas imagens das Figuras 12.

Em face do exposto, é essencial avaliar os benefícios e prejuízos que as diferentes densidades de potência podem trazer ao resultado final da restauração, observando as diferenças conceituais e técnicas existentes para as resinas de metacrilato e silorano, empreendendo recursos técnico-operacionais que diminuam os efeitos deletérios à interface restauradora adesiva. Dessa maneira, a correlação com fatores relacionados ao aumento gradativo do módulo de elasticidade na fase pós-gel (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-

LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006; GONÇALVEZ, GUIMARÃES, FERRACANE, VERSLUIS e BRAGA, 2010) podem inferir numa contração rígida, que limita o escoamento viscoelástico do material contido no interior de um preparo cavitário. Se a este aspecto associarem-se a contração térmica (ILIE, JELEN, CLEMENTINO-LUEDEMANN, HICKEL, 2007; ILIE, HICKEL, 2006), a inserção de forma única e configurações cavitárias com alto valor de Fator C (VAN ENDE, MUNCK, MINE, LAMBRECHTS e MEERBEEK, 2010; ELSAHN, ELKASSAS, EL-DAMANHOURY, FAHMY, GOMAA, PLATT, 2011), a tensão de contração gerada pode traduzir-se no rompimento da ligação adesiva, em consonância aos observados nesta pesquisa.

Uma vez que protocolos que empregam menor densidade de potência não podem ser utilizados para as resinas silorano, a inserção incremental deste material deve ser considerada durante o preenchimento cavitário, contribuindo para a redução da contração de polimerização (VAN ENDE, MUNCK, MINE, LAMBRECHTS e MEERBEEK, 2010; ELSAHN, ELKASSAS, EL-DAMANHOURY, FAHMY, GOMAA, PLATT, 2011).

A situação ideal procurada pelo profissional é a obtenção de uma restauração com alto desempenho frente às solicitações mecânicas, e ao mesmo tempo, com o máximo de selamento marginal, devendo para tanto ter a fundamentação dos parâmetros relacionados ao processo de polimerização, especialmente quanto à influência da densidade de potência ou irradiância dos aparelhos fotoativadores. Considerando que o comportamento clínico das restaurações diretas de resina composta apresenta estreita relação com sua técnica de aplicação e que a excelência de uma restauração de resina composta não pode ser estabelecida unicamente com bases no resultado estético imediato, é essencial que os aspectos relacionados à consignação do processo de polimerização, assim como seus efeitos durante as diferentes etapas manipulativas, façam parte da compreensão dos profissionais da área, com vistas a

minimizar as intercorrências relacionadas ao material e favorecer o desempenho do procedimento restaurador.

Conclusões

7 CONCLUSÕES

Tendo em vista a concepção metodológica estabelecida e os resultados obtidos, as seguintes conclusões foram concebidas:

1. O aumento progressivo da densidade de potência influenciou diretamente na contração de polimerização durante a fotoativação dos dois sistemas de resinas compostas, com geração de forças expressivamente maiores à medida que se aumentou os valores de irradiância, não obstante a resina composta à base de silorano ter demonstrado valores de contração significativamente menores em relação à resina do sistema metacrilato, nas diferentes densidades de potência;

2. A adaptação marginal junto à interface restauradora, em esmalte, não foi comprometida nas diferentes densidades de potência empregadas para fotoativação da resina composta à base de metacrilato, contrariamente ao observado quando o término do preparo cavitário foi estabelecido em dentina;

3. As restaurações com resina à base de silorano apresentaram comprometimento da integridade marginal ou presença de fendas, tanto em esmalte como em dentina, quando irradiadas acima da densidade mínima recomendada pelo fabricante;

4. Considerando as características composicionais dos diferentes sistemas restauradores utilizados, pode-se inferir que a baixa contração de polimerização apresentada pela resina à base de silorano, em relação à de metacrilato, não constitui em fator isolado que se correlacione efetivamente com a magnitude das tensões geradas e o comportamento

viscoelástico dos materiais, subsequentes ao processo de fotoativação, no sentido de viabilizar a adaptação marginal e solucionar os problemas inerentes ao processo de adesão ao substrato dentário.

Referências
Bibliográficas

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res* 2001;80(6):1570-3a.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci* 2001;109:282-5b.

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.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mat* 2003;19:466-70.

Atai M, Watts DC, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials* 2005;26(24):5015-20.

Bausch JR, de Lange C, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*. 1982;48(1):59-67.

Baseggio, W. Influência de diferentes métodos de fotoativação e meios de armazenamento na resistência à abrasão de uma resina composta. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2007.

Boaro LC, Gonçalves G, Guimarães TC, Feracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;26(12):1144-50.

- Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dent Mater* 2006;22(10):896-902.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(6):328-39a.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(1):23-32b.
- 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.
- Braem M. Stiffness increase during the setting of dentistry composite resins. *J Dent Res*. 1987;66(12):1713-6.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):962-70.
- Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(spe):1-11.
- Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(2):114-8.
- Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and “C” factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2006;22(9):818-23.
- Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, Thompson O, Palin WM. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater* 2011;27(7):622-30.

Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater* 2008;24(9):1164-8.

Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM et al. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho clínico. *Revista Biodonto*, 2004;2:1-85.

Carrilho MRO, Tay FR, Pashley DH, Tjaderhane L, Carvalho RM. Mechanical stability of resin-dentin bond components. *Dent Mater*. 2005 Mar;21(3):232-41.

Castañeda-Espinosa JC. Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas, em função do tipo de resina composta, modo de ativação, fonte de luz e utilização de material intermediário. Bauru, 2005. 138p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Castañeda-Espinosa JC, Mondelli RFL. Avaliação das forças de contração na polimerização de resinas compostas ativadas com luz halogena e LED. In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPqO, 19. Águas de Lindóia, 2002. Anais. Águas de Lindóia, Ed. Científica, 2002. p.15.

Chen YC, Ferracane JL, Pahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater* 2007;23(6):655-64.

Dauvillier 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.

Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restorations. *J Dent* 1997;25(6):435-40.

Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63(2):146-8.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer, AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. 1984;63(12):1396-9.

Davidson CL, De Gee AJ. Light curing units, polymerization and clinical implications. *J Adhes Dent* 2000;2(3):167-173.

DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dent Mat* 2006;22(8):702-11.

Emami N, Söderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent*. 2003;31(3):189-96.

Elsahn N, Elkassas D, El-Damanhoury H, Fahmy O, Gomaa H, Platt J. Effect of C-factor microtensile bond strengths of low-shrinkage composites. *Oper Dent* 2011;8(epub ahead of print).

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.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mat* 1990;6:167-71.

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.

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.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21(4):441-52.

Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005;21(1):36-42.

Ferracane JL. Resin composite – state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29-38.

Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA and UDMA-based resin systems. *Dent Mat* 2006;22(12) 1143-9.

Franco EB, Lopes LG, Mondelli RFL, Souza Junior MHS, Lauris JRP. Effect of the cavity configuration factor on the marginal microleakage of esthetic restorative materials. *Am J Dent* 2003;16(3):211-14.

Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Rev Biodonto* 2003;2(1):1-59.

Franco EB, Lopes LG, Souza JB, Baseggio W. Fotoativação e qualidade das restaurações adesivas. *Pró-odonto/estética*. 2008;2:49-106.

Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010;26(11):1113-8.

Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrilate composites. *J Dent Res* 2008;87(4):367-71.

Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater* 2011;27(6):520-6.

Hahn P, Weyen G, Fischer P, Plogmann S, Hannig M. Marginal and internal adaptation of composite restorations to dentin in vivo and in vitro. *Am J Dent* 2008;21(6):356-60.

Hegdahl T, Gjerdnet NR. Contraction stresses of composite resin filling materials. *Acta Odontol Scand* 1977;35(4):191-5.

Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* 2005;21(5):483-9.

Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater* 2006;25(3):445-54.

Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 2011;56(1):59-66.

Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J*. 2007;26(2):149-55.

International Organization for Standardization. Dental materials – polymer-based filling, restorative and luting materials. Technical Specification 1999;no.4049:2000.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. *J Dent Res* 1988;67(5):841-5.

Kinomoto Y, Torri M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*. 1998;26(2):165-71.

Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent* 2000;12(6):309-19.

Klautau EB, Carneiro KK, Lobato MF, Machado SM, Silva e Souza MHJ. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res*. 2011;25(1):5-12.

Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21(12):1150-7.

Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonschot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations?. *J Dent Res* 2003; 82(12):967-71.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-137.

Lien W, Vanderwalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010;26(4):337-44.

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.

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.

Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. 2004;20(3):236-43.

Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater* 2010;26(10):947-53.

Matyjaszewski K, Matyjaszewski M. Cationic polymerization: mechanisms, synthesis and applications. CRC Press. 1996.

Meira JB, Braga RR, Ballester RY, Tanaka CB, Versluis A. Understanding contradictory data in contraction stress tests. *J Dent Res*. 2011;90(3):365-70.

Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stages. *Dent Mater* 2010;26(10):1024-33.

Mondelli RFL, Castañeda-Espinosa JC, Franco EB. Avaliação das forças de contração geradas na polimerização Segundo o tipo de resina composta e modo de ativação. In: In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPqO, 19. Águas de Lindóia, 2002. Anais. Águas de Lindóia, Ed. Científica, 2002. p.241.

Mondelli RFL. Influência do volume e do fator de configuração cavitária nas forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas. Tese de Livre Docência. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2005.

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.

Nie J, Lindén LA, Rabek JF, Fouassier JP, Morlet-Savary F, Scigalski F. A reappraisal of the photopolymerization kinetics of triethyleneglycol dimethacrilate initiated by camphorquinone-n,n-dimethyl-p-toluidine for dental purpose. *Acta Polymer* 1998;49(4):145-61.

Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent. Mater.* 1997;16(1):60-73.

Odian, G. Principles of polymerization. 4 ed. Wiley-Interscience. 2004.

Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 2005;21(4):324-35.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2):97-116.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004;32(2):109-15.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84(7):659-62.

Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. *J Dent Res* 2008; 87(11):1043-7.

Pfeifer CS, Shelton ZR, Braga RR, Windmoller D, Machado JC, Stansbury JW. Characterization of dimethacrilate polymeric networks: a study of the crosslinked structure formed by monomers used in dental composites. *Eur Polym J* 2011;47(2):162-170.

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.

Rodrigues, MC. Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e na pigmentação de resinas compostas fotosensíveis. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Bauru, 2011.

Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1999;Suppl.25:S4-S15(quizS73).

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.

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.

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.

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.

Sakaguchi, RLA. A review of the curing mechanics of composite and their significance in dental applications. *Comp Continuing Educ Dent* 1999;20:16-23.

Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 1992;20:178-82.

Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent* 2004;32(4):321-326b.

Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compend Cont Educ Dent Suppl* 1999;(25):34-41.

Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RY, Versluis A. Do low-shrink composite reduce polymerization shrinkage effects? *J Dent res* 2011;90(5)596-601.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*. 2003 Spring;5(1):27-40a.□

Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent*. 2003 Summer;5(2):91-10b.

Teixeira CS, Chain MC. Evaluation os shear bond strength between self-etching adhesives systems and dentin and analysis of the resin-dentin interface. *Gen Dent* 2010;58(2):52-61.

Terry DA, Leinfelder KF. Managing stress with composite resin, part 1: The restorative-tooth interface. *Dent Today* 2006;25(12):98,quiz104.

Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 1991;99(5):440-4.

Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010;26(3):215-22.

Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinkage composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010;26(3):215-22.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17-28.

Versluis A, Tantbirojn D. Theoretical considerations of contraction stress. *Comp Continuing Educ Dent* 1999;20:24-32.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Does dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998;77(6):1435-45.

Yamazaki PC, Bedran_Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent* 2006;31(6):670-6.

Yap AUJ, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001;26(3):260-6.

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

Yap AUJ, Soh MS, Siow KS. Post gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 2002;27(1):81-7.

Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light cured composites. *Oper Dent* 2000;25(2):98-103.

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.

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.

Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater* 2003;19(1):1-11.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.

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.

Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dent Mater* 2007;23(2):204-10.

Abstract

ABSTRACT

Shrinkage is a limitation of resin composite, compromising the clinical longevity of the restorative procedure. In an attempt to reduce their harmful effects, researchers have studied monomers with lower values of contraction. As a result, low-shrinkage composites were developed. This study evaluated quantitatively the shrinkage by a universal testing machine as a function of power density increase based on methacrylates, comparing them with silorane based resin, and qualitatively regarding gap formation between the adhesive interface as function of tooth substrate. Resin Filtek P90 and Filtek Z250 were polymerized with the device Blue Star 3 with 200, 400, 600, 800 and 1000 mW/cm² keeping volume constant in 12 mm³. For qualitative analysis of restorative interface, class V cavity preparations in bovine incisors were restored in (2x2x2 mm), photoactivated with the same values of irradiance, and analyzed by scanning electron microscopy at the interface of the wall surrounding enamel, dentin and axial. The quantitative results of the polymerization shrinkage were analyzed by two-way ANOVA and Tukey's test ($p \leq 0,05$), while qualitative data for the Mann-Whitney, Kruskal-Wallis and Miller were employed. The progressive increase in power density directly influenced the polymerization shrinkage of the materials studied, despite the silorane based resin have demonstrated significantly lower values. The marginal integrity was influenced by the dental substrate and the power density used.

KEY WORDS: shrinkage; low-shrinkage composite; silorane based resin; power density.