

FERNANDA CALABRÓ CALHEIROS

**RELAÇÃO ENTRE TENSÃO DE CONTRAÇÃO E GRAU DE
CONVERSÃO EM COMPÓSITOS RESTAURADORES**

São Paulo

2003

Fernanda Calabró Calheiros

**Relação entre tensão de contração e grau de conversão em
compósitos restauradores**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o Título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga

São Paulo

2003

FOLHA DE APROVAÇÃO

Calheiros FC. Relação entre tensão de contração e grau de conversão em compósitos restauradores [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

São Paulo, 06/06/2003

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). Roberto Ruggiero Braga

Titulação: Professor Doutor

Julgamento: Aprovada Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). Marcelo Giannini

Titulação: Prof. Doutor

Julgamento: Aprovada Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). Mario Fernando de Gois

Titulação: Prof. Titular

Julgamento: Aprovada Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Todo este trabalho não teria sentido e não seria concluído se eu não tivesse o carinho, apoio e compreensão de pessoas muito especiais que comigo conviveram durante estes anos. Dedico este passo importante na minha carreira a toda minha família... Aos meus queridos pais, irmãos, tios, tias, primos e ao meu futuro esposo. Obrigada por tudo!

O dia mais belo? Hoje.
A coisa mais fácil? Errar.
O maior obstáculo? O medo.
O maior erro? O abandono.
A raiz de todos os males? O egoísmo.
A distração mais bela? O trabalho.
A pior derrota? O desânimo.
Os melhores professores? As crianças.
A primeira necessidade? Comunicar-se.
O que mais lhe faz feliz? Ser útil aos demais.
O mistério maior? A morte.
O pior defeito? O mau humor.
A pessoa mais perigosa? A mentirosa.
O sentimento pior? O rancor.
O presente mais belo? O perdão.
O mais imprescindível? O lar.
A receita mais rápida? O caminho certo.
A sensação mais grata? A paz interior.
A proteção mais eficaz? O sorriso.
O melhor remédio? O otimismo.
A maior satisfação? O dever cumprido.
A força mais potente do mundo? A fé.
As pessoas mais necessárias? Os pais.
A mais bela de todas as coisas? O amor.

(Madre Teresa de Calcutá)

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me dar uma vida cheia de saúde e privilégios, assim como uma carreira com tantas oportunidades.

Agradeço ao meu pai e à minha mãe por toda a educação, compreensão e amor depositados em mim. Tudo o que fiz até hoje em minha vida, todo estudo e dedicação, desde a escola até a pós-graduação, foi uma tentativa de trazer o orgulho de vocês pela minha pessoa. Talvez em alguns momentos eu tenha falhado... Mas tenham certeza de que sempre tentei, com minhas atitudes pessoais e profissionais, agradecer a vida maravilhosa que vocês me deram. Obrigada pela paciência, pelo carinho, dedicação e tudo mais...

Agradeço aos meus irmãos Luciano e Renato que de perto ou de longe sempre me incentivaram. Ter irmãos é saber dividir... Este momento de conquista e alegria eu quero dividir também com vocês. Vocês sempre me serviram como exemplo de dedicação, perseverança e seriedade profissional. Saibam que esta irmã caçula e chata admira muito vocês. Obrigada por tudo!

Agradeço também à minha Tia Amália (minha segunda mãe)... Sempre presente, sempre alegre, sempre contagiante. Você sabe que a casa não é a

mesma sem sua presença... O seu otimismo e a sua disposição para o trabalho servem de exemplo para todos nós! Obrigada por toda ajuda e confiança.

Ao meu tio Léo, à Cristina, à Aninha e ao Baixinho: saibam que para mim a família só está completa com vocês. No meio de tanta pressão para concluir este trabalho, só as viagens de férias com pessoas tão maravilhosas poderiam me fazer relaxar e esquecer os problemas. Obrigada por todos momentos de lazer e almoços de domingo!

Aos meus avós (*in memorian*). Agradeço especialmente a minha avó Cata que sempre foi o centro de toda família. A saudade é grande... Sua grandeza ainda se mantém presente dentro de nossos corações. Tudo o que somos nesta família devemos a você. Obrigada!

Agradeço em especial ao Guga pela paciência nos momentos de “stress”, pela ajuda e palavras de conforto nos momentos de desânimo. O incentivo de alguém tão amado é imprescindível para qualquer trabalho. A certeza da sua compreensão e do seu companheirismo é uma benção que Deus me deu. Colocar no meu caminho alguém tão extraordinário como você é o melhor presente que Ele poderia me dar... Obrigada por existir e por estar sempre ao meu lado!

Agradeço muito ao meu orientador Braga... Em tão pouco tempo de convívio foi muito fácil aprender a lhe admirar e lhe respeitar... Obrigada pela paciência e principalmente por todo crescimento que você me proporcionou. Foi uma

experiência muito valiosa tê-lo como orientador. Espero sempre poder contar com você! Obrigada por tudo!

Ao Prof. Rafael, eu agradeço por me iniciar na vida científica... Desde 1995 acreditando na minha capacidade e me ensinando a ser uma pesquisadora. A iniciação científica sob sua orientação foi responsável pelo início desta carreira. Obrigada pelo aprendizado, pela confiança depositada em mim, por sempre mostrar os diversos caminhos e, principalmente, por me ensinar a caminhar com as próprias pernas! Obrigada mesmo!

Ao Prof. Yoshio, agradeço por toda disposição e paciência. A sua colaboração na parte experimental foi essencial para a conclusão deste trabalho. Tê-lo conhecido e poder trabalhar ao lado de uma pessoa tão generosa foi um grande orgulho e me trouxe muito crescimento pessoal. Obrigada não só por engrandecer este trabalho, mas principalmente por torná-lo possível!

A todo Departamento de Materiais Dentários, o meu sincero muito obrigada! A oportunidade que vocês me deram e a forma carinhosa que sempre me trataram estará sempre marcada em meu coração...

À Profa. Rosa Helena, que desde o início me aceitou de braços abertos no programa de pós-graduação e que durante a ausência do meu orientador me acolheu com toda atenção e carinho! Agradeço a você pelos conselhos, ajuda e por sempre me incentivar neste curso...

Agradeço a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro.

Agradeço de coração à querida amiga Fernanda Sadek... Só o convívio do dia-a-dia pode dizer o quão grande é uma amizade. A nossa já era enorme e foi crescendo cada vez mais. Eu tenho certeza de que este mestrado não seria o mesmo se não fosse a sua companhia e lealdade. Obrigada por ter tornado os dias árduos de trabalho mais amenos e alegres. Obrigada por estar ao meu lado nos momentos difíceis e por me convencer a nunca desistir. Obrigada mesmo.

O amigo Marcos Schroeder foi responsável por grande parte do meu aprendizado na parte experimental. Agradeço a você por ter me passado sua experiência e ter me ensinado o caminho mais curto, tornando a jornada mais fácil. O convívio com você naquele “aquário” me fez conhecer uma pessoa grandiosa e cheia de virtudes! Obrigada pelos ensinamentos, pelas conversas e principalmente pela sua companhia!

Ao Paulo Santos (Paulinho), por todas as fotos e figuras... Nenhum trabalho do Departamento seria o mesmo se não fosse a sua colaboração... Obrigada.

Aos amigos de forma geral (cursinho, faculdade, mestrado...): não poderia citar cada nome porque seriam muitos... Mas cada um de vocês sabe o quanto foi importante. Tenho muita sorte por ter à minha volta tanta amizade sincera. Obrigada, amigas (os)!

Calheiros FC. Relação entre tensão de contração e grau de conversão em compósitos restauradores [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

RESUMO

A tensão de contração desenvolvida durante a polimerização de um compósito aderido às paredes do preparo cavitário pode comprometer a integridade da interface dente/restauração. O objetivo deste trabalho foi verificar a relação entre a tensão de contração e o grau de conversão em compósitos híbridos (Z250 e Tetric Ceram) e microparticulados (A110 e Heliomolar). Para o teste de tensão de contração foram utilizados bastões de vidro de silicato de boro (Pyrex), com 5 mm de diâmetro e 5 cm de altura. Os bastões foram presos às garras de uma máquina de ensaios (modelo 5565, Instron, Canton, MA, EUA) e o compósito foi aplicado às superfícies planas do vidro, as quais passaram por jateamento com óxido de alumínio (250 μm), seguido de silanização e aplicação de adesivo. A distância entre as superfícies dos vidros foi ajustada em 2 mm (Fator C=1,25). O grau de conversão (GC) foi determinado através de espectroscopia fotoacústica no infravermelho (PAS-IR) utilizando-se as razões entre as bandas correspondentes às duplas ligações carbônicas alifáticas (1640 cm^{-1}) e aromáticas (1610 cm^{-1}). Para cada compósito, tanto no teste de tensão como na análise do grau de conversão, foram constituídos cinco grupos variando-se o tempo de irradiação, a fim de se obter diferentes níveis de densidade de energia (4,8; 13,5; 27,0; 54,0 e 108,0 J/cm^2). Foram registrados os valores de tensão máxima e de grau de conversão observados no período de 10 minutos, contados a partir do início da fotoativação. A análise de dados foi feita

através de ANOVA de fator duplo e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Para os valores de tensão de contração, a interação compósito x densidade de energia foi significativa. Os valores de tensão de contração para o compósito A110 variaram entre 1,2 e 7,0 MPa, para o Heliomolar entre 0,6 e 6,6 MPa, para o compósito Tetric Ceram entre 1,3 e 8,1 MPa e para o Z250 entre 2,0 e 6,6 MPa. Em geral, valores de tensão maiores foram observados nos níveis de densidade de energia mais elevados. Para o compósito A110 $4,8 < 13,5 < 27,0 < 54,0 = 108,0$ J/cm². Para o compósito Heliomolar todos os níveis foram diferentes exceto entre 27,0 e 54,0 J/cm². O compósito Tetric Ceram apresentou $4,8 < 13,5 < 27,0 < 54,0 = 108,0$ J/cm² enquanto o compósito Z250 obteve $4,8 = 13,5 < 27,0 = 54,0 < 108,0$ J/cm². O GC foi influenciado pelo compósito (A110: 24% = Heliomolar: 28% = Z250: 32% < Tetric: 39%) e pela densidade de energia. As densidades de energia de 27,0 (33%); 54,0 (35%) e 108,0 (36%) J/cm² forneceram graus de conversão estatisticamente semelhantes, o mesmo ocorrendo entre 4,8 (23%) e 13,5 (26%) J/cm² e entre 13,5 e 27,0 J/cm². Os resultados mostraram ainda que existe uma relação não-linear entre a tensão de contração e o grau de conversão de compósitos restauradores. Pode-se concluir que densidades de energia elevadas não necessariamente contribuem para um aumento significativo no GC, mas podem acentuar o desenvolvimento de tensões de contração.

Palavras-Chave: Resinas compostas - compósitos – tensão de contração

Calheiros FC. Relationship between contraction stress and degree of conversion in dental composites [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

ABSTRACT

The contraction stress developed during polymerization of composites bonded to cavity walls cavity is often associated with marginal gaps and interfacial failure. The aim of this study was to verify the relationship between contraction stress and degree of conversion (DC) in four composites (Z250, A110 – 3M ESPE; Tetric Ceram, Heliomolar – Vivadent). For the contraction stress test, composite (2 mm thick) was bonded between sandblasted and silane-treated glass stubs (Pirex: 5 mm diameter), mounted in a testing machine (model 5565, Instron, Canton, MA, EUA) equipped with a tensiometer to monitor the distance between the rods (C-factor=1.25). DC was determined by Infrared Photoacoustic spectrometry (PAS-IR). The ratio between the aliphatic (1640 cm^{-1}) and the aromatic (1610 cm^{-1}) carbon double-bonds was used for calculating the DC. In both tests, each composite was light-cured for different times in order to provide different energy densities (4.8, 13.5, 27.0, 54.0, 108.0 J/cm^2). Maximum contraction stress and DC were measured 10 minutes after the beginning of polymerization. Results were analyzed by two-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha=0.05$). For contraction stress, the interaction between composite and energy density was significant. Contraction stress values for A110 were between 1,2 and 7,0 MPa, Heliomolar between 0,6 and 6,6 MPa, Tetric Ceram between 1,3 and 8,1 MPa and Z250 between 2,0 and 6,6 MPa. In general, contraction stress increases with higher energy density levels. For A110, $4.8 < 13.5 < 27.0 < 54.0 = 108.0\text{ J}/\text{cm}^2$. Heliomolar

showed significant differences between all energy densities, except 27.0 and 54.0 J/cm². Tetric was 4.8<13.5<27.0<54.0=108.0 J/cm² and Z250 showed 4.8=13.5<27.0=54.0<108.0 J/cm². DC was influenced by composite (A110: 24%; Heliomolar: 28%, Z250: 32%; Tetric: 39%) and by energy density. The 27.0 (33%), 54.0 (35%) and 108.0 (36%) J/cm² energy densities showed similar DC, the same occurring with 4.8 (23%) and 13.5 (26%) J/cm² and between 13.5 and 27.0 J/cm². The results showed a non-linear relationship between contraction stress and degree of conversion. It can be concluded that higher energy densities will not necessary contribute to increase DC, but may result in increased contraction stress development.

Key-words: composites – resins – contraction stress

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Efeitos adversos da tensão de contração.....	17
2.2 Contração de polimerização e módulo de elasticidade de compósitos dentários em relação ao desenvolvimento de tensões de contração.....	19
2.3 Influência do escoamento viscoso do compósito sobre a magnitude das tensões de contração	23
3 PROPOSIÇÃO.....	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	28
4.1 Teste de tensão de contração	28
4.2 Análise do grau de conversão	32
5 RESULTADOS	36
6 DISCUSSÃO	39
7 CONCLUSÕES.....	48
REFERÊNCIAS.....	49
APÊNDICE	56

1 INTRODUÇÃO

Os compósitos à base de Bis-GMA apresentam contração volumétrica em decorrência da reação de polimerização (LABELLA et al., 1999). Esta contração ocorre devido à aproximação dos monômeros quando do estabelecimento de ligações covalentes entre os grupos metacrilato (ANUSAVICE, 1996).

Clinicamente, quando o compósito contrai aderido às paredes cavitárias, ocorre o desenvolvimento de tensões na interface dente/compósito (BOWEN, 1967). Se as tensões geradas forem maiores do que a resistência de união, ocorrerá o rompimento da interface, o que pode acarretar o surgimento de micro-infiltração, dor pós-operatória, manchamento da restauração e cáries recorrentes (BRÄNNSTROM, 1984; EICK; WELCH, 1986). Por outro lado, caso a união não se rompa, pode ocorrer a deformação das cúspides (DAUVILLIER; AARNTS; FEILZER, 2000; MCCULLOCK; SMITH, 1986) ou o surgimento de trincas no esmalte (JÖRGENSEN; ASMUSSEN; SHIMOKOBE, 1975; KANCA 3rd; SUH, 1999).

A magnitude das tensões geradas durante a contração de polimerização depende de fatores relacionados com a técnica restauradora e com o compósito propriamente dito. Um dos fatores relacionados com a técnica se refere à relação entre as superfícies aderidas e não-aderidas da restauração. Feilzer, De Gee e Davidson (1987) observaram que a tensão de contração está relacionada com a razão área aderida/área livre (chamada “fator de configuração”). Isto ocorre porque

quanto menor for a superfície livre do compósito, menor será a área disponível para o escoamento (ou deformação plástica), o que diminui o desenvolvimento de tensões. Como decorrência deste conceito, alguns autores acreditam que a técnica de inserção incremental ajudaria a manter a integridade da interface dente/restauração, pois a relação superfície aderida/superfície livre de cada incremento inserido na cavidade seria menor do que o fator de configuração da cavidade como um todo (LUTZ; KREJCI; OLDENBURG, 1986; MCCULLOCK; SMITH, 1986). Outro fator importante relacionado com a técnica restauradora, que interfere no escoamento viscoso do material, é o tipo de fotoativação. Alguns estudos têm demonstrado que a utilização de intensidades de luz reduzidas nos primeiros segundos da fotoativação auxilia na redução dos valores de tensão pois prolonga a fase pré-gel, permitindo o escoamento do material durante os momentos iniciais da polimerização (BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG, 2000; LIM et al., 2002).

Além da contração de polimerização existe um outro fator responsável pelo desenvolvimento das tensões: o módulo de elasticidade do material (CONDON; FERRACANE, 2000; MALMSTROM et al., 2002). A relação entre contração volumétrica e módulo de elasticidade pode ser representada através de uma analogia com a Lei de Hook:

$$T = E \times D$$

A tensão gerada (T) seria diretamente proporcional ao módulo de elasticidade (E) e à deformação (D) sofrida pelo material (ou seja, a sua contração volumétrica) (FEILZER; De GEE; DAVIDSON, 1990; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1988).

O módulo de elasticidade e a contração de polimerização dependem da composição e do grau de conversão do compósito (WATTS; VOGEL; MAROUFI,

2002). Quanto à composição do material, os tipos e a proporção de monômeros, iniciadores e inibidores da reação, bem como a quantidade de carga, influenciam no módulo de elasticidade e na contração de polimerização (FERRACANE; GREENER, 1986; LABELLA et al., 1999; VENHOVEN; De GEE; DAVIDSON, 1993). Aparentemente, a quantidade de carga incorporada ao compósito desempenha o papel principal na determinação dessas propriedades. Quanto maior for a porcentagem de carga do material, menor será a contração volumétrica e maior será o módulo de elasticidade (LABELLA et al., 1999). Os compósitos microparticulados (compósitos tipo “microfill”) são uma exceção a esta regra. Apesar de possuírem menos carga quando comparados aos compósitos híbridos, a contração de polimerização de ambos é semelhante (LABELLA et al., 1999). Isto se explica pelo fato destes compósitos possuírem em sua composição as partículas de carga incluídas em porções pré-polimerizadas da matriz, o que reduz a quantidade de monômero que sofrerá contração durante a polimerização. Com base nos valores de contração e módulo de elasticidade, poderia se esperar que compósitos microparticulados desenvolvessem menores valores de tensão quando comparados a compósitos híbridos. Isto foi confirmado por Condon e Ferracane (2000) que, comparando dez compósitos comerciais (quatro microparticulados e seis híbridos), verificaram que os menores valores de tensão foram de fato obtidos pelos compósitos microparticulados.

Em um determinado compósito, a contração volumétrica e o módulo de elasticidade estão diretamente relacionados ao seu grau de conversão (SAKAGUCHI; BERGE, 1998; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000). Ao mesmo tempo, um maior grau de conversão está associado a melhores propriedades mecânicas (FERRACANE; GREENER, 1986; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2000).

Esta última idéia parece ter criado um consenso de que é necessário o máximo de conversão para um bom desempenho clínico da restauração. No entanto, é razoável esperar que graus de conversão maiores poderão causar tensões de contração mais altas.

Um trabalho feito por Braga e Ferracane (2002) verificando a relação entre o grau de conversão e a tensão de polimerização em um compósito experimental mostrou existir um limite no grau de conversão a partir do qual aumentos não significantes do mesmo promovem aumentos significantes na tensão gerada pelo material. Isto sugere que um grau de conversão muito elevado poderia comprometer a integridade da interface sem, contudo, melhorar de forma significativa as propriedades do compósito.

Julgamos ser clinicamente relevante o estudo da relação entre o grau de conversão e a tensão de polimerização em materiais comerciais, visto que estes possuem composições bastante diversas e provavelmente apresentarão comportamentos diferentes. Seria importante determinar até que ponto um maior fornecimento de energia ao compósito (a fim de melhorar suas propriedades mecânicas) elevaria a tensão de contração a níveis potencialmente prejudiciais à integridade da restauração ou do próprio elemento dentário.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Efeitos adversos da tensão de contração

Na confecção de uma restauração utilizando-se compósito, as tensões geradas durante a contração de polimerização transmitidas para a interface dente/restauração podem superar a resistência de união promovida pelos sistemas adesivos e ocasionar a ruptura da adesão (DAVIDSON; De GEE; FEILZER, 1984). Conseqüentemente, poderá haver microinfiltração, dor pós-operatória e/ou cáries secundárias (BRÄNNSTRÖM, 1984). Mesmo em situações onde a resistência de união do adesivo ao substrato consegue superar as forças de contração do compósito, podem ocorrer danos à estrutura dentária. Em esmalte, foi verificada a formação de trincas decorrentes da tensão de contração (JÖRGENSEN; ASMUSSEN; SHIMOKOBE, 1975). Em alguns casos, essas trincas podem causar o aparecimento da “linha branca” nas margens da restauração, comprometendo o seu resultado estético (KANCA 3rd; SUH, 1999). Outro problema relacionado à tensão de contração é a deflexão das cúspides (DAUVILLIER; AARNTS; FEILZER, 2000). Alguns trabalhos relatam que esta movimentação das cúspides pode atingir 15µm, tornando a estrutura dentária susceptível à fratura e dor pós-operatória (EICK; WELCH, 1986; MCCULLOCK; SMITH, 1986).

A distribuição e magnitude das tensões de contração geradas no compósito e na interface dente/restauração foi estudada através de análise fotoelástica (KINOMOTO et al., 2000). No referido estudo, os compósitos quimicamente ativados e os fotoativados apresentaram distribuição de tensões semelhantes em cavidades de classe I. No entanto, os valores de tensão máxima para os compósitos fotoativados atingiram valores até duas vezes maiores. O máximo de tensão de contração foi verificado na região do ângulo axio-pulpar, enquanto os valores mais baixos foram observados próximo ao ângulo cavo-superficial.

Alguns estudos tentaram relacionar valores de tensão de contração com danos na interface da restauração. Braga, Ferracane e Condon (2002) verificaram esta relação em cimentos resinosos com diferentes modos de ativação (quimicamente ativados e de ativação dupla). Quando submetidos à ativação com luz, os cimentos mostraram valores maiores de tensão de contração e microinfiltração em “inlays” de porcelana de classe I com margens em esmalte, comparados aos valores obtidos no modo auto-polimerizável. Um trabalho feito por Ferracane e Mitchem (2003) mostrou existir correlação entre a tensão de contração e a microinfiltração de compósitos restauradores fotoativados. Compósitos que geraram maiores tensões durante a polimerização também produziram maiores valores de microinfiltração em restaurações de classe V (FERRACANE; MITCHEM, 2003).

2.2 Influência do escoamento viscoso do compósito sobre a magnitude das tensões de contração

Em um procedimento restaurador, o compósito não está livre para se contrair. Conforme descrito por Bowen em 1967, a adesão existente entre o material restaurador e as paredes do preparo cavitário cria uma situação de confinamento. Como consequência, a contração volumétrica associada ao aumento da rigidez do material causa o desenvolvimento de tensões no material, bem como na interface dente/restauração e no próprio dente (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1988). A magnitude das tensões desenvolvidas por um compósito depende, não apenas da sua contração volumétrica e do módulo de elasticidade, mas também da capacidade de escoamento do material durante a fase inicial da polimerização (FEILZER; De GEE; DAVIDSON, 1990). Durante a polimerização dos compósitos, duas etapas são comumente descritas: fase pré-gel e fase pós-gel. Teoricamente, define-se o instante no qual se verifica a mudança entre essas duas fases como “ponto-gel” (LIM et al., 2002). Durante a fase pré-gel, o material apresenta um limite elástico baixo, o que permite a sua deformação permanente através do deslizamento das cadeias poliméricas que estão em formação (FEILZER; De GEE; DAVIDSON, 1990). A contração volumétrica verificada nesta etapa é referida como “contração pré-gel” ou “não-rígida” e não apresenta significado clínico importante (BOWEN, 1963). A contração verificada após o ponto-gel ser alcançado é clinicamente relevante, pois o material não tem mais a capacidade de compensar a contração através da deformação, resultando no desenvolvimento de tensões (DAVIDSON; FEILZER, 1997).

Um dos fatores relacionados com a capacidade de escoamento do compósito é a configuração da cavidade na qual ele é inserido. O conceito de “fator de configuração cavitária” foi introduzido por Feilzer, De Gee e Davidson em 1987 como sendo a razão entre superfícies aderidas e superfícies livres da restauração. Segundo os autores, quanto maior for esta razão, maiores serão as tensões desenvolvidas pelo material, devido à pequena superfície livre passível de se deformar durante a contração do compósito. Porém, outros fatores relacionados com o preparo cavitário também podem interferir também no desenvolvimento de tensões. Hansen e Asmussen (1985) mostraram que existe uma maior formação de fendas marginais quando se aumenta a razão entre o volume de material e a área das paredes cavitárias. Miguel e De la Macorra (2001) também constataram a influência do volume de compósito sobre o desenvolvimento de tensões.

O escoamento do material, por ser uma propriedade tempo-dependente, é influenciado ainda pela velocidade de polimerização. Quanto mais lenta for a reação de polimerização, mais tarde se atingirá o ponto-gel e menor será a “contração rígida” (DAVIDSON; FEILZER, 1997; WATTS; CASH, 1991). Conseqüentemente, menores serão as tensões desenvolvidas. Feilzer, De Gee e Davidson (1993) demonstraram que compósitos quimicamente ativados, por possuírem uma reação de polimerização mais lenta que os materiais fotoativados e terem maior capacidade de escoar, tendem a desenvolver menores tensões. Os autores não consideraram, entretanto, que o menor grau de conversão geralmente apresentado por resinas quimicamente ativadas poderia ter contribuído para a redução nos valores de tensão.

No caso dos compósitos fotoativados, é possível diminuir a velocidade da reação sem comprometer o grau de polimerização do material utilizando densidades

de potência (mW/cm^2) menores por tempos prolongados (UNO; ASMUSSEN, 1991; RUEGGEBERG; CAUGHMAN; CHAN, 1999). Isto se torna possível porque o grau de polimerização estaria relacionado à densidade de energia fornecida ao compósito ($\text{mW}/\text{cm}^2 \times \text{segundos} = \text{mJ}/\text{cm}^2$), enquanto que a velocidade da reação está relacionada à intensidade de luz (BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG, 2000). Alguns autores propuseram formas de fotoativação alternativas, utilizando baixa densidade de potência nos momentos iniciais para diminuir a velocidade da reação de polimerização (KANCA 3rd; SUH, 1999; SAKAGUCHI; BERGE, 1998). Com densidades de potência menores, a fase pré-gel dos compósitos é estendida, permitindo o rearranjo das cadeias poliméricas e, conseqüentemente, reduzindo a incidência de defeitos na interface (FEILZER et al., 1995; YOSHIKAWA; BURROW; TAGAMI, 2001). Existem diferentes técnicas de fotoativação que preconizam a utilização de uma menor densidade de potência (ou intensidade de luz) inicial. Uma delas é a técnica pulsada (pulse activation), que utiliza um baixo nível inicial de intensidade de luz seguido por um período de espera de 3 a 5 minutos antes de aplicar a segunda exposição com densidade de potência mais alta. Na técnica em rampa (ramped), a fotoativação é iniciada com uma intensidade de luz baixa, que aumenta gradativamente. A técnica em degrau (stepped) utiliza inicialmente uma densidade de potência reduzida por um período determinado, e imediatamente após, um alto valor de densidade de potência (SANTOS; SOUZA; MONDELLI, 2002).

Um trabalho feito por Bouschlicher e Rueggeberg (2000) verificou que velocidades de reação significativamente menores podem ser obtidas utilizando-se uma menor densidade de potência por mais tempo ou a técnica em rampa. Porém, nem sempre uma menor velocidade da reação foi acompanhada por uma diminuição

significante nos valores de tensão, indicando que a velocidade da reação precisa ser reduzida abaixo de um certo valor para que a redução na tensão seja significativa.

Alguns parâmetros devem ser considerados para que essas técnicas de menor densidade de potência consigam realmente promover uma redução significativa na tensão. Na técnica em degrau, por exemplo, Lim et al. (2002) verificaram que para se obter uma redução significativa da tensão de contração é necessário que a intensidade de luz inicial seja menor que 100 mW/cm^2 , o tempo de exposição em baixa intensidade deve estar entre 5 e 7 segundos e o tempo de espera entre as duas intensidades ao redor de 2 minutos.

Outro fator que pode influenciar no desenvolvimento da tensão de contração é a quantidade e o tipo de iniciador e/ou inibidor. Uma redução na concentração do iniciador canforoquinona juntamente com a diminuição do agente redutor dimetil aminoetil metacrilato (DMAEMA) parece diminuir a velocidade de reação dos compósitos sem comprometer o grau de conversão (VENHOVEN; De GEE; DAVIDSON, 1996). No entanto, um recente trabalho não mostrou diferença significativa na velocidade com diferentes quantidades do iniciador canforoquinona (0,1 e 0,2%) e co-iniciadores (0,1 e 0,3%) (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002). Comparados com a canforoquinona, alguns diferentes iniciadores como o fenil propanodiona (PPD) e o benzil propanodiona (BZ) promovem uma reação mais lenta, o que favoreceria o alívio de tensões (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002).

A concentração de inibidor parece também ter um papel importante na diminuição da velocidade da reação sem alterar o grau de conversão do material. Asmussen e Peutzfeldt (2002) verificaram uma redução significativa na velocidade de reação de um compósito experimental com 0,5% de inibidor metoxi-hidroquinona (MHQ) sem interferir na contração de polimerização do material. Um trabalho feito

por Braga e Ferracane (2002), onde os autores avaliaram a tensão de contração com diferentes quantidades de inibidor butil-hidroxi-tolueno (BHT), mostrou haver uma redução significativa da tensão de contração quando concentrações maiores do inibidor (0,5% e 1,0%) foram utilizadas, sem alterações significantes no grau de conversão e na contração volumétrica destes materiais. No entanto, os autores observaram uma tendência de diminuição do grau de conversão com o aumento no nível de inibidor.

2.3 Contração de polimerização e módulo de elasticidade de compósitos dentários em relação ao desenvolvimento de tensões de contração

A contração de polimerização nos materiais à base de Bis-GMA é decorrente da formação de ligações covalentes entre as moléculas de monômero durante a formação do polímero. A distância determinada por forças de Van der Waals entre as moléculas de monômero é maior do que a distância das ligações covalentes estabelecidas durante a reação. Como consequência, ocorre a aproximação dessas moléculas, resultando em uma redução no volume do material (PEUTZFELDT, 1997). A magnitude da contração é ditada pelo número de ligações covalentes formadas, ou seja, pelo grau de conversão das duplas ligações carbônicas dos monômeros, assim como pelo tamanho destas moléculas. Quanto maiores forem as moléculas, para um mesmo volume de material, menor será o número ligações serão estabelecidas e, portanto, menor será a contração de polimerização (YAP et al., 2000). Monômeros de dimetacrilato, Bis-GMA e TEGDMA, usados nos

compósitos odontológicos apresentam valores de contração volumétrica próximos a 5,2 e 12,5%, respectivamente (STANSBURY, 1990,1992). Deve-se lembrar que os valores de contração de um determinado monômero estão diretamente relacionados com o grau de conversão. Os valores citados correspondem aos níveis de grau de conversão máximos obtidos nos estudos citados (55% e 68%, respectivamente).

Nos compósitos dentários, a contração é determinada predominantemente pelo conteúdo de carga (MUNKSGAARD; HANSEN; KATO, 1987). Para que o compósito tenha características adequadas de manipulação, a proporção de carga que se pode incorporar a matriz resinosa é limitada e depende do tamanho e formato das partículas (VAN NOORT, 1994). Em um certo volume de compósito, quanto maior for a quantidade de carga incorporada ao material, menor será a fração volumétrica de monômero. Conseqüentemente, menor será a contração. Os valores médios de contração volumétrica dos compósitos restauradores utilizados atualmente se encontram entre 1% e 6% (LABELLA et al.,1999).

Além de ter um papel importante na diminuição da porcentagem de contração volumétrica, a incorporação de carga inorgânica nos compósitos tem o objetivo de melhorar suas propriedades mecânicas e resistência ao desgaste (BOWEN, 1963). Vários estudos mostraram que a porcentagem de carga tem grande influência sobre as propriedades mecânicas dos compósitos, como resistência à flexão e o módulo de elasticidade (CHUNG; GREENER, 1990; LABELLA et al., 1999; MANHART, 2000; YAP; TEOH, 2003). O módulo de elasticidade indica a rigidez de um material dentro do seu limite elástico. Quanto maior é a proporção de carga no material, maior é o seu módulo de elasticidade (PRICE; RIZKALLA; HALL, 2000; YAP; TEOH, 2003). Para compósitos restauradores híbridos, o módulo de elasticidade se

encontra entre 10 e 20 GPa, enquanto para compósitos microparticulados estes valores variam entre 2,6 e 5,0 GPa (SABBAGH; VREVEN; LELOUP, 2002).

Condon e Ferracane (2000) observaram a existência de correlação linear entre o conteúdo de carga e a tensão de contração em compósitos comerciais. Desta forma, os autores sugerem que a rigidez dos compósitos apresenta influência marcante nos níveis de tensão de contração. Porém, ainda não está bem definido se o aumento da porcentagem de carga, por diminuir a contração do material e aumentar o seu módulo de elasticidade, contribuiria ou não para reduzir a tensão de contração. Em trabalho recente (WATTS; VOGEL; MAROUFI, 2002), compósitos com quantidades maiores de carga apresentaram diminuição nos valores de tensão de contração, o que contradiz os resultados de Condon e Ferracane (2000).

Além da quantidade de carga, o grau de conversão é um outro fator que interfere na contração volumétrica e no módulo de elasticidade dos compósitos. Um alto grau de conversão é desejável clinicamente, pois esta propriedade está diretamente relacionada às propriedades mecânicas do material. Porém, um maior grau de conversão significa um maior número de ligações intermoleculares na rede polimérica e, como consequência, o módulo de elasticidade e a contração de polimerização do compósito se tornam maiores (SAKAGUCHI; BERGE, 1998; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000). Portanto, graus de conversão elevados estariam associados ao aumento da tensão de contração.

Braga e Ferracane (2002) estudaram a relação entre o grau de conversão e a tensão de contração de um compósito microparticulado experimental com proporção de 1:1 de BisGMA/TEGDMA e 40% em peso de carga. Utilizaram para este estudo diferentes tempos de ativação, produzindo diferentes níveis de densidade de energia: 2,8; 5,5; 11,0 e 22,1 J/cm². Os autores verificaram que nos níveis mais altos

de energia o compósito obteve maior grau de conversão, maior contração volumétrica e também maiores valores de tensão de contração. Observaram ainda existir um limite no grau de conversão a partir do qual aumentos não significantes do mesmo produziram grandes aumentos na tensão desenvolvida pelo material. A hipótese mais provável para explicar este achado seria que para graus de conversão elevados, o escoamento do compósito passa a ser muito pequeno e a possibilidade das tensões serem aliviadas através do escoamento diminui. Portanto, qualquer aumento do módulo de elasticidade e da contração que venha a ocorrer se traduziria no desenvolvimento de tensões.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo foram:

- Verificar a relação existente entre tensão de contração e grau de conversão em compósitos híbridos e microparticulados.
- Verificar como tensão de contração e grau de conversão se relacionam com a densidade de energia fornecida ao compósito.
- Verificar a hipótese que compósitos microparticulados desenvolveriam tensões de contração menores do que compósitos híbridos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os compósitos utilizados estão descritos na Tabela 4.1. Foram selecionados dois compósitos híbridos e dois compósitos de micropartículas, todos na cor A3.

Tabela 4.1 - Compósitos utilizados no estudo

Material	Tipo	Tamanho de partícula (mm)	% Carga (Volume)	Fabricante	Lote
A110	Micropartículas	0,01-0,09	40	3M ESPE (St. Paul, MN, EUA)	1 AT
Z250	Híbrido	0,19-3,3	60	3M ESPE (St. Paul, MN, EUA)	1 NL
HELIOMOLAR	Micropartículas	0,04-0,2	46	Vivadent (Schaan, Liechtenstein)	C30500
TETRIC CERAM	Híbrido	0,04-3,0	60	Vivadent (Schaan, Liechtenstein)	C34276

4.1 Teste de tensão de polimerização

Bastões de vidro de silicato de boro (Pyrex), com 5 mm de diâmetro e 5 cm de altura tiveram suas bases planificadas em lixa de granulação 180 e jateadas com óxido de alumínio (250 μ m) por 3 segundos. Uma das superfícies jateadas de cada bastão recebeu duas camadas de um composto silânico (Dentsply Ind. e Com. Ltda., Rio de Janeiro, Brasil), cujo solvente foi evaporado com um jato de ar.

Imediatamente após, foi aplicada uma camada de adesivo (Scotchbond, 3M ESPE, USA), a qual foi fotopolimerizada por 30 segundos.

Os bastões foram presos às garras da máquina de ensaios (modelo 5565, Instron, Canton, MA, EUA) e a distância entre as superfícies dos bastões de vidro foi ajustada para 2 mm, com precisão de 0,001 mm. Imediatamente após, foi feita aplicação do compósito entre as superfícies dos bastões de vidro. Desta forma, a relação área aderida/área livre (fator de configuração) dos espécimes foi de 1,25 (Figura 4.1).



Figura 4.1 - Bastões de vidro presos na garra da máquina com o compósito aplicado entre as suas superfícies (2 mm de altura)

A fim de reproduzir uma situação na qual a contração do compósito é restringida pela adesão a um substrato, a distância entre as superfícies de colagem dos bastões de vidro foi mantida constante acoplando-se um extensômetro aos mesmos (Figura 4.2). Desta forma, a aproximação das superfícies coladas devido à contração de polimerização manifestada no longo eixo do corpo-de-prova era imediatamente compensada pela movimentação da extremidade ativa da máquina de ensaios no sentido oposto, com precisão de 0,1 μm .



Figura 4.2- Posicionamento do extensômetro no sistema

Diferentes níveis de energia foram fornecidos ao compósito variando-se o tempo de fotoativação (5, 15, 30, 60 e 120 s) e mantendo-se a densidade de potência constante. A fim de garantir uma polimerização homogênea, dois aparelhos fotopolimerizadores (Optilux 500, Demetron/Kerr, Danbury, CT, EUA e QHL 75 Curing Lite, Dentsply Caulk, Milford, DE, EUA) foram posicionados perpendicularmente ao longo eixo do espécime, sendo as pontas posicionadas em um ângulo de 90° entre elas (Figura 4.3).

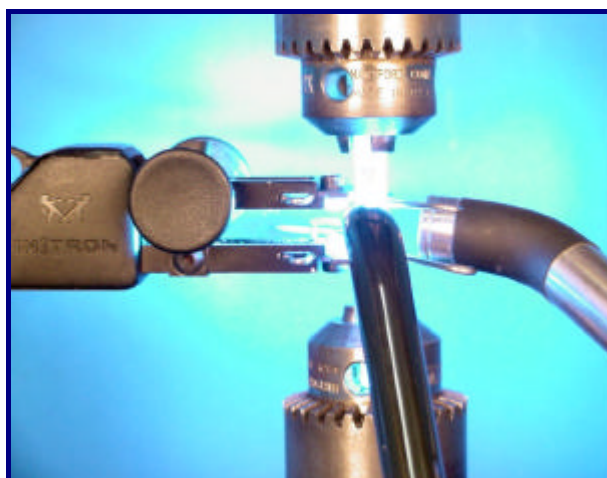


Figura 4.3 - Pontas dos aparelhos polimerizadores posicionados em 90° durante a fotoativação

Cada um dos fotopolimerizadores forneceu uma densidade de potência aproximada de 550 mW/cm². Assim, as densidades de energia resultantes foram 6,8; 16,5; 33,0; 66,0 e 132,0 J/cm². No entanto, como as pontas dos aparelhos fotopolimerizadores estavam posicionadas a uma distância aproximada de 5 mm da superfície do compósito, as densidades de energia que efetivamente atingiram os espécimes foram de 4,8; 13,5; 27,0; 54,0 e 108,0 J/cm², conforme as densidades de potência aferidas com auxílio de um radiômetro (Curing Radiometer, modelo 100 P/N 10503, Demetron/Kerr, Danbury, CT, EUA). A densidade de potência dos fotopolimerizadores foi aferida a cada corpo-de-prova.

Foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada compósito em cada um dos níveis de densidade de energia estudados, totalizando 100 corpos-de-prova. Todos os testes foram realizados a 25°C (±1°C) e umidade relativa do ar de 50% (±10%). A força de contração de polimerização (em kgf) foi monitorada durante 10 minutos registrando uma leitura por segundo. Para calcular a tensão máxima (MPa) de cada corpo-de-prova foi utilizada a fórmula a seguir:

$$T_{\text{máx}} = \frac{F_{\text{máx}} \times 9,8}{A}$$

Onde:

$T_{\text{máx}}$: tensão máxima desenvolvida pelo corpo-de-prova (em MPa)

$F_{\text{máx}}$: força máxima registrada durante o experimento (em kgf)

A: área da secção transversal do bastão de vidro ($\pi R^2 = 19,625 \text{ mm}^2$)

Os valores obtidos (em MPa) foram submetidos ao teste estatístico de análise de variância de dois fatores e teste de Tukey para contraste de médias, com nível global de significância de 5%.

4.2 Análise do grau de conversão

O grau de conversão foi determinado através de espectroscopia fotoacústica no infravermelho (PAS-IR). Foram confeccionados três corpos-de-prova para cada condição experimental correspondendo aos mesmos grupos testados quanto à tensão de contração. Para se obter corpos-de-prova com as mesmas dimensões dos corpos-de-prova do teste de tensão, foi utilizado um dispositivo que reproduzia a montagem utilizada no teste de tensão, porém utilizando bastões de vidro com superfícies planas lisas, não silanizadas e sem a aplicação do adesivo (Figura 4.4). Isso permitia a remoção do compósito polimerizado sem danificá-lo.

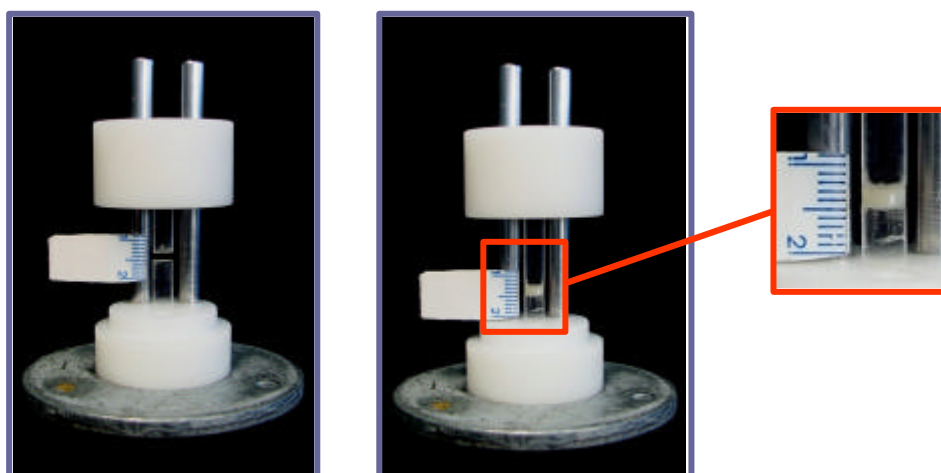


Figura 4.4 - Dispositivo utilizado para confecção dos corpos-de-prova na análise do grau de conversão (2 mm de altura)

Após a confecção de corpo-de-prova, o mesmo era removido deste dispositivo e colocado em um cadinho próprio do equipamento fotoacústico para análise do grau de conversão, a qual era realizada 10 minutos após o início da fotoativação (Figura 4.5).

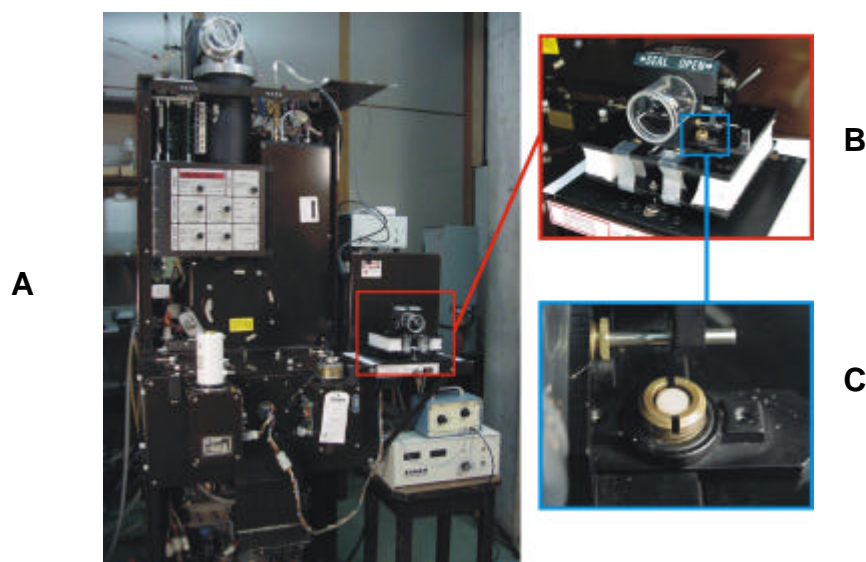


Figura 4.5 - A: máquina de análise do grau de conversão. B: detalhe da célula fotoacústica. C: detalhe do cadinho com o corpo-de-prova

Para cada corpo-de-prova foi obtido um espectro infra-vermelho proveniente da co-adição de 64 varreduras, com resolução de 4 cm^{-1} (Figura 4.6). O PAS-IR é um modo indireto de se obter o espectro vibracional no infravermelho. A radiação infra-vermelha é absorvida pela amostra e convertida em energia térmica no seu interior (Figura 4.7). A energia térmica se difunde até a superfície do corpo-de-prova gerando uma onda de pressão sonora que é detectada por um microfone de alta sensibilidade. O sinal detectado pelo microfone é pré-amplificado e convertido em sinal elétrico, resultando em um interferograma. A este interferograma é aplicada a transformada de Fourier obtendo-se um espectro IR convencional.

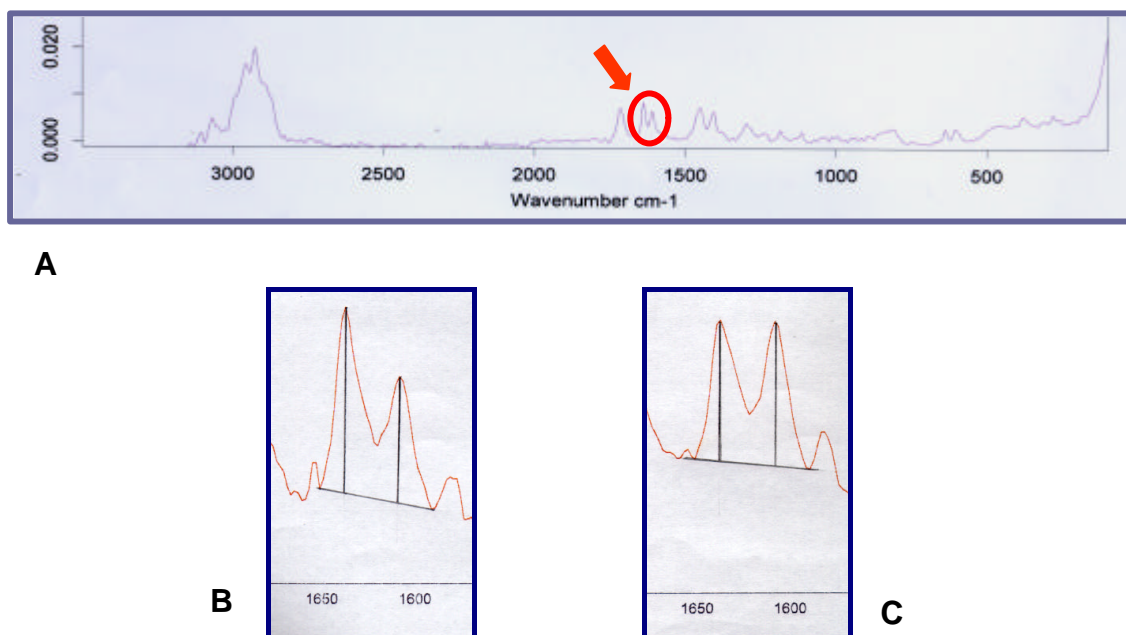


Figura 4.6 - A: Exemplo do espectro infra-vermelho obtido para um corpo-de-prova com destaque na região de interesse. B,C: Exemplo de bandas de 1640 e 1610 cm^{-1} , de corpo-de-prova não polimerizado e polimerizado, respectivamente

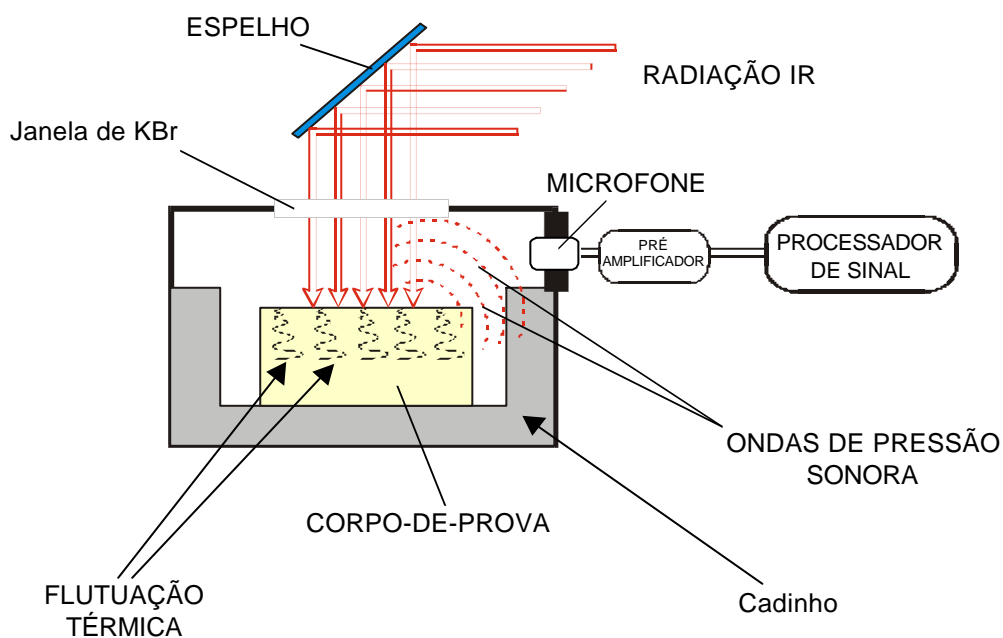


Figura 4.7 - Esquema da obtenção do espectro através do PAS-IR

Para cada um dos compósitos estudados foram usados, espectros obtidos com o material não-polimerizado como referência para o cálculo do grau de conversão. A razão entre a altura das bandas correspondentes às duplas ligações carbônicas alifáticas (1640 cm^{-1}) e aromáticas (1610 cm^{-1}) foi usada para calcular o grau de conversão dos corpos-de-prova (BRAGA; FERRACANE, 2002; FERRACANE; GREENER, 1984), segundo a fórmula:

$$GC = 100 (1 - RP/RNP)$$

Onde:

GC: grau de conversão.

RP: razão entre a altura da banda correspondente à dupla ligação alifática e altura da banda correspondente à ligação aromática do compósito polimerizado.

RNP: razão entre a altura da banda correspondente à dupla ligação alifática e altura da banda correspondente à ligação aromática do compósito do não-polimerizado.

Os valores obtidos foram submetidos ao teste estatístico de análise de variância de dois fatores e teste de Tukey para contraste de médias, com nível global de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os valores referentes ao teste de tensão de contração e grau de conversão se encontram na Tabela A (Apêndice). A análise de variância para os valores obtidos no teste de tensão de contração revelou ter sido significativa a interação entre os fatores principais (compósito e densidade de energia, $p < 0,001$). Em geral, valores de tensão maiores foram observados nos níveis de densidade de energia mais elevados. Para o compósito A110, houve diferença estatisticamente significativa entre os níveis de energia estudados, exceto entre 27,0 e 108,0 J/cm² e entre 54,0 e 108,0 J/cm². Para o compósito Heliomolar, não foi verificado aumento significativo de tensão apenas entre 27,0 e 54,0 J/cm². O compósito Tetric Ceram apresentou aumentos significantes na tensão entre níveis de energia consecutivos, exceto entre 54,0 e 108,0 J/cm². O compósito Z250 apresentou aumento significativo entre os níveis 13,5 e 27,0 J/cm² e 54,0 e 108,0 J/cm².

A análise de variância realizada com os valores de grau de conversão não acusou interação significativa ($p = 0,681$). Os fatores compósito e densidade de energia foram significantes ($p < 0,001$). As médias destes fatores se encontram nas Tabelas B e C, respectivamente (Apêndice). O compósito Tetric Ceram apresentou grau de conversão estatisticamente superior aos demais. O compósito Z250 apresentou valor estatisticamente semelhante ao Heliomolar, que por sua vez foi semelhante ao compósito A110. Com relação a densidade de energia, as médias referentes a 27,0; 54,0 e 108,0 J/cm² foram semelhantes estatisticamente. O mesmo

ocorreu entre as densidades de energia de 27,0 e 13,5 J/cm² e entre 13,5 e 4,8 J/cm².

A Figura A (Apêndice) apresenta as curvas de tensão de contração ao longo do tempo em função da densidade de energia fornecida ao compósito. Em geral, observou-se que a maior parcela da tensão se desenvolve ao redor de 120 segundos. Pode-se observar ainda que em todos os gráficos, as curvas relativas a 54,0 e 108,0 J/cm² mostraram uma descontinuidade coincidente com o momento do término do período de fotoativação (60 e 120s, respectivamente).

As curvas de regressão entre grau de conversão e densidade de energia (Figura B - Apêndice), indica existir um limite na energia fornecida a partir do qual a quantidade de duplas ligações carbônicas não se altera de forma significativa. Curvas semelhantes foram obtidas com a regressão entre tensão de contração e densidade de energia (Figura C - Apêndice), que mostraram um bom ajuste com polinômios de segunda ordem, indicando existir uma relação não-linear entre as duas variáveis. É possível observar uma tendência de nivelamento da tensão em níveis mais elevados de densidade de energia principalmente para os compósitos A110, Heliomolar e Tetric Ceram.

A relação entre tensão de contração e grau de conversão é mostrada na Figura D (Apêndice). Mais uma vez, o melhor ajuste entre as variáveis foi obtido através de regressão polinomial. Em geral, a forma das curvas indica que pequenos aumentos no grau de conversão corresponderam a aumentos relativamente maiores nos valores de tensão de contração. Por exemplo, observando-se os valores da Tabela A (Apêndice), para o compósito A110, um aumento de 26% no grau de conversão entre 4,8 e 13,5 J/cm² correspondeu a um aumento de 56% na tensão de contração. Já entre os níveis de 27,0 e 54,0 J/cm² um aumento de 7% no grau de

conversão correspondeu a um aumento de 23% na tensão. Notou-se também curvas semelhantes entre materiais de um mesmo fabricante. Para os compósitos Heliomolar e Tetric Ceram, em alguns casos, foram observados aumentos significativos nos valores de tensão de contração sem que fossem verificadas diferenças numéricas nos valores de grau de conversão correspondentes.

6 DISCUSSÃO

A tensão de contração tem sido citada como o principal responsável pela formação de defeitos na interface adesiva e conseqüente insucesso clínico das restaurações com compósitos (BRAGA; FERRACANE; CONDON, 2002; EICK; WELCH, 1986; OPDAM et al., 1998). Diversos autores mediram diretamente a magnitude das tensões geradas durante a polimerização. Braga e Ferracane (2002), estudando um compósito experimental microparticulado (40% em peso), encontraram valores de tensão de contração de 5,2; 7,1 e 9,5 MPa para densidades de energia correspondentes à 5,5; 11,0 e 22,1 J/cm² (Fator-C=3). No presente estudo, para densidades de energia semelhantes (4,8; 13,5 e 27,0 J/cm²) os valores de tensão de contração encontrados para os compósitos microparticulados foram inferiores aos do trabalho citado: 1,2; 2,7 e 5,6 MPa (A110) e 0,6; 2,3 e 3,8 MPa (Heliomolar). Isto provavelmente ocorreu por uma associação de fatores: o menor Fator-C utilizado neste estudo (1,25) e a diferença no modo de incidência da luz. No estudo feito por Braga e Ferracane, a ponta do fotopolimerizador estava em contato com a base de um dos cilindros de vidro, oposta à superfície na qual o compósito era aplicado e a luz incidia no sentido do longo eixo do corpo-de-prova. No presente estudo, as pontas dos dois fotopolimerizadores foram posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do espécime. Portanto, é possível que o aproveitamento da luz tenha sido prejudicado, tanto em relação à profundidade de

polimerização, quanto em relação à superfície que era diretamente atingida pela luz. Esta diminuição na intensidade de luz provavelmente resultou em graus de conversão relativamente baixos para as diferentes densidades de energia utilizadas. Conseqüentemente, as tensões desenvolvidas foram menores do que as observadas no referido estudo. Porém, o comportamento dos compósitos em ambos estudos foi semelhante, ou seja, com o aumento na densidade de energia, foram observados aumentos significantes na tensão de contração na grande maioria dos casos.

A influência do fator de configuração no desenvolvimento de tensões, na forma definida por Feilzer, De Gee e Davidson (1987), parece evidente quando se compara os valores de tensão desenvolvida pelo compósito Heliomolar neste estudo (3,8 MPa) e um estudo prévio feito por Ferracane e Mitchem (5,8 MPa). Com o menor fator de configuração usado no presente estudo, menores valores de tensão de contração foram encontrados. Porém, deve-se lembrar novamente das diferenças existentes entre os trabalhos com relação às características da fotoativação, que provavelmente também contribuíram para a diferença nos valores de tensão.

A composição dos materiais tem influência no desenvolvimento de tensões de contração. Alguns estudos têm mostrado que, em geral, compósitos híbridos apresentam valores de tensão maiores do que compósitos microparticulados (BOUSCHLICHER; VARGAS; BOYER, 1997; CONDON; FERRACANE, 2000; LIM et al., 2002). O presente estudo mostrou concordância com estes trabalhos apenas com relação aos compósitos Tetric Ceram e Heliomolar. Em três dos níveis de densidade energia estudados (13,5; 27,0 e 54,0 J/cm²), o compósito híbrido (Tetric) mostrou valores significantemente superiores de tensão de contração. Nos outros dois níveis de energia (4,8 e 108,0 J/cm²) a diferença foi apenas numérica. Isto

parece estar relacionado ao fato de compósitos híbridos apresentarem um maior módulo de elasticidade, visto que a contração de polimerização de compósitos híbridos e microparticulados é semelhante (LABELLA et al., 1999). Outro fator que contribui para a diferença nos valores de tensão seria o fato de que compósitos híbridos, em geral, apresentam grau de conversão maiores do que compósitos de micropartículas, o que também foi verificado nos materiais estudados. No entanto, entre os compósitos Z250 e A110 a diferença nas médias de tensão não foi verificada. Uma provável hipótese para explicar a semelhança nos valores de tensão entre esses compósitos seria uma menor quantidade de carga orgânica (matriz pré-polimerizada) incorporada no compósito A110, o que provocaria uma maior contração volumétrica. De qualquer forma, não é possível generalizar a afirmação de que os compósitos microparticulados sempre geram maiores tensões que os compósitos híbridos.

Ainda pôde-se observar neste estudo que, apesar de possuírem a mesma quantidade de carga (60%), os compósitos híbridos mostraram diferença significativa entre os valores de tensão de contração. O compósito Tetric Ceram produziu em todos os níveis de densidade de energia (exceto em $4,8 \text{ J/cm}^2$) valores de tensão de contração significativamente maiores que o Z250. Para tentar esclarecer o motivo desta diferença, foi feito um cálculo do incremento de tensão (MPa/s) de cada corpo-de-prova como indicador da velocidade de reação de polimerização através da seguinte fórmula:

$$IT = T_n - T_{n-1}$$

Onde:

IT: incremento de tensão (MPa/s)

T_n : Tensão registrada no tempo n (MPa)

T_{n-1} : Tensão registrada no tempo $n - 1$ segundo (MPa)

Os valores de IT máximo para cada compósito foram agrupados ($n=25$) para o cálculo da média. As médias obtidas pelos compósitos Tetric Ceram (0,119 MPa/s) e Z250 (0,090 MPa/s) mostraram diferença significativa ($p<0,01$) e, por este motivo, acredita-se que a diferença no desenvolvimento de tensões desses materiais seja reflexo tanto da maior velocidade de reação como do maior grau de conversão obtido pelo Tetric Ceram (39%) em relação ao Z250 (32%). A maior velocidade de reação está associada a uma menor capacidade de alívio de tensões através do escoamento viscoso. Conseqüentemente, uma maior parcela da contração volumétrica contribuiria para o desenvolvimento das tensões de contração.

Ainda quanto à tensão de contração, pode-se observar uma descontinuidade característica nas curvas de tensão x tempo relativas às densidades de energia de 54,0 e 108,0 J/cm² ocorrendo em todos os compósitos. Esta descontinuidade, já descrita em alguns estudos, é conseqüência do desligamento da lâmpada do fotopolimerizador que deixa de fornecer calor para o corpo-de-prova. Com o resfriamento, ocorre uma contração do conjunto que se reflete em um brusco aumento da tensão de contração (CHEN et al., 2001; SAKAGUCHI et al., 1992; LIM et al., 2002).

A análise de espectroscopia infra-vermelha tem sido largamente utilizada na determinação do grau de conversão de compósitos restauradores (PIANELLI et al., 1999; SHIN et al., 1993; STANSBURY; DICKENS, 2001). Neste estudo, foi utilizado a espectroscopia fotoacústica no infra-vermelho (PAS-IR), que é um método indireto

de determinação do espectro vibracional de absorção da molécula do material analisado (McCLELLAND et al., 1998; SMITH; 1996). De modo geral, os valores de grau de conversão encontrados no presente estudo foram relativamente baixos quando comparados a estudos prévios que relatam graus de conversão ao redor de 60% (FERRACANE et al., 1997; SAKAGUCHI; BERGE, 1998; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000). Isto provavelmente se deve ao fato de que o PAS-IR é um método de menor intensidade relativa comparado aos demais métodos de análise no infravermelho (por exemplo, a espectroscopia infra-vermelha de Fourier - FTIR). Isso faz com que os valores de grau de conversão obtidos sejam proporcionalmente mais baixos que os valores encontrados com outros métodos (McCLELLAND, 1998; SMITH, 1996). Portanto, certo cuidado é necessário ao estabelecer comparações entre os valores de grau de conversão encontrados neste estudo e os valores obtidos por outros autores.

Além do diferente método de análise no infra-vermelho, outro fator possivelmente responsável pelos baixos valores de grau de conversão seria as dimensões do corpo-de-prova. Como já citado por Rueggeberg, Caughman e Curtis (1994), existe uma redução na eficiência da fotoativação em profundidades maiores do que 2 mm. No presente estudo, o diâmetro de 5 mm do corpo-de-prova pode ter feito com que a polimerização nas partes do espécime mais distantes das fontes de luz não tenha sido eficiente. Além disso, uma grande parcela da luz incidente pode ter sofrido maior dispersão ao atravessar os bastões de vidro sem conseguir atingir as superfícies planas do corpo-de-prova. O espectro obtido pelo método PAS-IR representa as vibrações moleculares provenientes de toda a superfície do corpo-de-prova. Desta forma, as regiões menos polimerizadas do espécime têm influência no resultado.

O grau de conversão mostrou diferença significativa quanto ao fator compósito. Era de se esperar que compósitos microparticulados promovessem um menor valor de grau de conversão quando comparados aos compósitos híbridos, já que as partículas de sílica coloidal produzem uma maior dispersão da luz, diminuindo a profundidade de polimerização desses materiais (DeWALD; FERRACANE, 1987). Isto pode ser observado ao comparar os graus de conversão de compósitos de um mesmo fabricante. O compósito Z250 apresentou grau de conversão estatisticamente superior ao compósito A110 (32% e 24%, respectivamente), o mesmo ocorrendo com o Tetric Ceram em relação ao compósito Heliomolar (39% e 28%, respectivamente).

Pode-se observar ainda na Tabela B (Apêndice) que houve uma tendência dos materiais Heliomolar e Tetric Ceram, do mesmo fabricante, em obter valores maiores de grau de conversão quando comparados aos seus correspondentes A110 e Z250. Provavelmente, a composição da matriz resinosa e o tipo e/ou concentração de iniciadores e inibidores da reação proporcionaram uma polimerização mais eficiente nesses materiais.

O grau de conversão também mostrou diferença significativa entre os níveis de densidade de energia utilizados neste estudo. Como demonstrado em estudos prévios, maiores valores de densidade de energia promovem maiores valores de conversão (BRAGA; FERRACANE, 2002; HALVORSON; ERICKSON; DAVIDSON, 2002; SAKAGUCHI; BERGE, 1998). Porém, a partir de $27,0 \text{ J/cm}^2$ (Tabela C – Apêndice) não foram verificados aumentos significantes no grau de conversão, independentemente do material utilizado. Este resultado concorda com os achados de Sakaguchi e Ferracane (2001), que não verificaram aumentos significantes no módulo de elasticidade de um compósito híbrido irradiado com energias superiores a

24 J/cm². O limite de 27,0 J/cm² também está em concordância com o descrito na literatura (24 J/cm²) como sendo o mínimo de densidade energia a ser fornecida ao compósito de modo a conseguir uma profundidade de polimerização de 2 mm. (RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS, 1994).

Esta tendência de estabilização no grau de conversão nos níveis de energia mais elevados pode ser observada na Figura B (Apêndice). Isto se deve ao fato de que acima de determinados graus de polimerização, a rigidez do compósito não permite às moléculas do monômero a mobilidade necessária para continuar a reação (HALVORSON; ERICKSON; DAVIDSON, 2002). Curvas de grau de conversão x densidade de energia muito semelhantes foram previamente descritas por Sakaguchi e Berge (1998) utilizando valores de densidade de energia entre 5 e 17 J/cm². Esta relação sugere que a partir de um certo nível de energia não haveria melhoras substanciais nas propriedades mecânicas. De fato alguns estudos comprovam esta hipótese (SAKAGUCHI; FERRACANE, 2002; SUH, 1999).

Como a contração volumétrica e o módulo de elasticidade estão diretamente relacionados ao grau de conversão do compósito (BRAGA; FERRACANE, 2002; FERRACANE; GREENER, 1986; SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000), poder-se-ia supor que a tendência de estabilização dos valores de grau de conversão seria refletida nas curvas de regressão tensão x densidade de energia. De fato, com exceção do compósito Z250, foram observadas tensões de 6 a 8,5 vezes maiores entre 4,8 e 54,0 J/cm². Já entre os dois níveis mais altos de energia (54,0 e 108,0 J/cm²), o maior aumento observado foi de 23%. Para o compósito Z250, os incrementos de tensão para níveis de energia consecutivos foram mais uniformemente distribuídos. Mesmo assim, entre 4,8 e 54,0 J/cm² verificou-se um aumento de 110% enquanto que entre 54,0 e 108,0 J/cm² o aumento foi de 36%.

O aspecto das curvas de regressão tensão de contração x grau de conversão (Figura D – Apêndice) indicam uma relação não-linear entre as variáveis do presente estudo. Pode-se observar comportamentos semelhantes entre materiais de um mesmo fabricante, sugerindo que a composição da matriz resinosa no que se refere ao tipo e concentração de monômeros, iniciadores e inibidores apresenta um papel importante no desenvolvimento das variáveis estudadas. Devido à coincidência numérica verificada nos valores de grau de conversão para os compósitos Heliomolar e Tetric Ceram, o aspecto das curvas foi de certa forma prejudicado. O baixo valor obtido para o coeficiente da variável de grau dois indica que, para esses dois compósitos, a relação entre tensão e grau de conversão no intervalo de energias estudado foi muito próxima do linear. Para os compósitos A110 e Z250, a curva de regressão sugere que os incrementos de tensão se tornam maiores em graus de conversão mais elevados.

Os resultados do presente estudo concordam parcialmente com os achados de Braga e Ferracane (2002). A curva tensão de contração x grau de conversão no referido estudo se assemelha às curvas do A110 e Z250, onde o aumento da tensão não foi proporcional ao aumento no grau de conversão. A comparação entre os resultados dos dois estudos, no entanto, deve ser feita com cuidado. No referido estudo, o intervalo de densidade de energias fornecidas ao compósito variou entre 2,8 e 22,0 J/cm², enquanto que no presente estudo este intervalo foi muito mais amplo (entre 4,8 e 108,0 J/cm²). A escolha de um intervalo mais amplo favoreceria a observação mais abrangente do fenômeno. Possivelmente, se mais pontos tivessem sido obtidos num intervalo menor de grau de conversão, a semelhança entre as curvas dos compósitos avaliados neste estudo e a curva referente ao compósito experimental utilizado no referido estudo seria ainda maior.

Alguns autores já chamaram a atenção para o fato de que o fornecimento de energias muito elevadas com o objetivo de se obter o máximo das propriedades físicas do compósito poderia ser prejudicial à integridade da interface colada (KANCA 3rd.; SUH, 1999; SAKAGUCHI; BERGE, 1998). Os resultados deste estudo confirmam esta idéia, na medida que o fornecimento de energias elevadas resultou em uma relação desfavorável entre grau de conversão e tensão de contração. Ou seja, os valores de tensão apresentaram, em geral, aumentos maiores do que os valores de grau de conversão.

Novos estudos seriam necessários para se estabelecer valores de densidade de energia que fornecessem uma relação entre grau de conversão, propriedades físicas e tensão de contração que aumentasse a probabilidade de sucesso clínico da restauração. Devido às inúmeras variações de formulação, torna-se difícil estabelecer parâmetros que possam ser aplicados a todos os materiais existentes. De qualquer forma, é importante que o profissional tenha conhecimento das possíveis complicações clínicas decorrentes da interação entre estas variáveis.

7 CONCLUSÕES

Em vista dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Em geral, incrementos maiores nos valores de tensão foram observados nos graus de conversão mais elevados, em comparação com os incrementos de tensão registrados entre os níveis de energia mais baixos. A relação entre tensão de contração e grau de conversão parece ser influenciada pela composição da matriz resinosa, visto que materiais de um mesmo fabricante apresentaram curvas de aspecto semelhante.
- Tensão de contração e grau de conversão apresentaram relações não-lineares com a densidade de energia. Em ambos os casos, foi verificada uma tendência de estabilização destas duas variáveis nos níveis de energia mais altos.
- Não foi possível confirmar a hipótese que compósitos microparticulados produziram valores de tensão de contração menores do que os compósitos híbridos, visto que o compósito A110 apresentou valores estatisticamente maiores ou semelhantes ao compósito Z250.

REFERÊNCIAS¹

Anusavice KJ. Materiais dentários. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002;60:146-150.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12(6):328-39.

Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;10(2):88-96.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. *J Am Dent Assoc* 1967;74:439-45.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.

Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effects on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent* 2002;30:333-40.

Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(2):114-8.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE.

Brännström M. Communication between the oral cavity and dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent* 1984;9:57-68.

Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001;17(3): 253-9.

Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990;17(5):487-94.

Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131(4):497-503.

Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 2000;12(6):291-9.

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

Dewald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987;66(3):727-30.

Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17(2):103-11.

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

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9:2-5.

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):1636-9.

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;103:322-6.

Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins – methods comparison. *J Dent Res* 1984;63:1093-5.

Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20:121-31.

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76(8):1508-16.

Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in class V cavities. In press 2003.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002;18:463-9.

Hansen EK, Asmussen E. Cavity preparation for restorative resins used with dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 1985;93:474-9.

Jørgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H. Enamel damages caused by contraction restorative resins. *Scand J Dent Res* 1975;83:120-2.

Kanca J 3rd, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;12(3):107-12.

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, 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.

Labella R, Lambrechts, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128-37.

Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater* 2002;18:436-44.

Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int* 1986;17(12):777-84.

Malmstrom HS, Schlueter M, Roach T, Moss ME. Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. *Oper Dent* 2002;27(4):373-80.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16:33-40.

McClelland JF, Bajic SJ, Jones RW, Seaverson LM. Photoacoustic Spectroscopy in modern techniques in applied molecular spectroscopy. New York: FM Mirabella; 1998.

McCulloch AJ, Smith BGN. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* 1986;161(11):405-9.

Miguel A, de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater* 2001;17:241-6.

Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 1987;95:526-31.

Opdam NJM, Feilzer JA, Roeters JJM. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent* 1998;11:229-34.

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

Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resins composites. *J Dent* 2000;28(6):447-52.

Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 1999;48(5):675-81.

Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000;12(6):320-7.

Price RB, Rizkalla AS, Hall GC. Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. *Am J Dent* 2000;13(4):176-80.

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 Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994;19(1):26-32.

Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* 2002;18:64-71.

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 RL, Ferracane JL. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J Esthet Restor Dent* 2001;13(2):121-30.

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

Santos MJMC, SOUZA Júnior MHS, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. *JBD* 2002;1(1):14-21.

Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR. Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dent Mater* 1993;9(5):317-24.

Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16:292-6.

Smith BC. Fundamentals of fourier transform infrared spectroscopy. Florida: CRC; 1996.

Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater* 2001;17(1):71-9.

Stansbury JW. Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites. *J Dent Res* 1990;69(3):844-8.

Stansbury JW. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. *J Dent Res* 1992;71:434-7.

Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:34-41.

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

Van Noort R. Introduction to dental materials. London: Baltimore, Mosky; 1994.

Venhoven BAM, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 1996;17(24):2313-8.

Venhoven BAM, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials* 1993;14(11):871-5.

Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 1991;7:281-7.

Watts DC, Vogel LK, Maroufi AS. Shrinkage stress reduction in resin-composites of increasing particle concentration [abstract 2444]. *J Dent Res* 2002;81:A308.

Yap AUJ, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil* 2003;30:171-7.

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

Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001;17:359-66.

APÊNDICE

Tabela A - Tensão de contração e grau de conversão (com respectivos desvios-padrão, entre parênteses) dos compósitos utilizados, em função dos diferentes níveis de energia (Médias com sobrescritos iguais são estatisticamente semelhantes, $p > 0,05$)

Resina	A110		Heliomolar		Tetric		Z250	
	Tensão (MPa)	GC (%)	Tensão (MPa)	GC (%)	Tensão (MPa)	GC (%)	Tensão (MPa)	GC (%)
4,8 J/cm²	1,2(0,3) ^{K,L}	14(2,8) ^f	0,6(0,2) ^L	21(2,1) ^{e,f}	1,3(0,3) ^{J,K,L}	33(5,6) ^{a,b,c,d}	2,0(0,3) ^{J,K,L}	25(7,5) ^{d,e,f}
13,5 J/cm²	2,7(0,5) ^{H,I,J}	19(5,5) ^{e,f}	2,3(0,5) ^{J,K}	27(3,0) ^{c,d,e}	4,3(0,4) ^{F,G}	33(2,6) ^{a,b,c,d}	2,6(0,5) ^{I,J,K}	26(2,9) ^{c,d,e}
27,0 J/cm²	5,6(0,5) ^{D,E,F}	28(3,5) ^{b,c,d,e}	3,8(0,5) ^{G,H,I}	27(2,6) ^{b,c,d,e}	5,8(0,9) ^{C,D,E}	42(1,9) ^a	4,0(0,2) ^{G,H}	34(2,5) ^{a,b,c,d}
54,0 J/cm²	7,3(0,3) ^{A,B,C}	30(5,1) ^{b,c,d,e}	5,1(1,1) ^{E,F,G}	33(1,5) ^{a,b,c,d}	7,9(0,9) ^{A,B}	42(1,8) ^a	4,2(0,8) ^{F,G,H}	36(1,5) ^{a,b,c,d}
108,0 J/cm²	7,0(0,6) ^{A,B,C,D}	29(5,6) ^{b,c,d,e}	6,6(1,2) ^{A,B,C,D}	33(3,4) ^{a,b,c,d}	8,1(0,9) ^A	44(4,0) ^a	6,6(0,8) ^{B,C,D,E}	39(2,7) ^{a,b}

Tabela B - Médias do grau de conversão (em % e desvios-padrão entre parênteses), em função dos diferentes compósitos (Valores com o mesmo sobrescrito não diferem estatisticamente, $p>0,05$)

Compósito	GC (%)
A110	24 (7,5) ^c
Heliomolar	28 (5,2) ^{b,c}
Z250	32 (6,6) ^b
Tetric Ceram	39 (5,8) ^a

Tabela C - Médias do grau de conversão (em % e desvios-padrão entre parênteses), em função dos diferentes níveis de energia. (Valores com o mesmo sobrescrito não diferem estatisticamente, $p>0,05$)

Densidade de energia (J/cm²)	GC (%)
4,8	23 (8,3) ^c
13,5	26 (6,0) ^{b,c}
27,0	33 (6,6) ^{a,b}
54,0	35 (5,2) ^a
108,0	36 (6,9) ^a

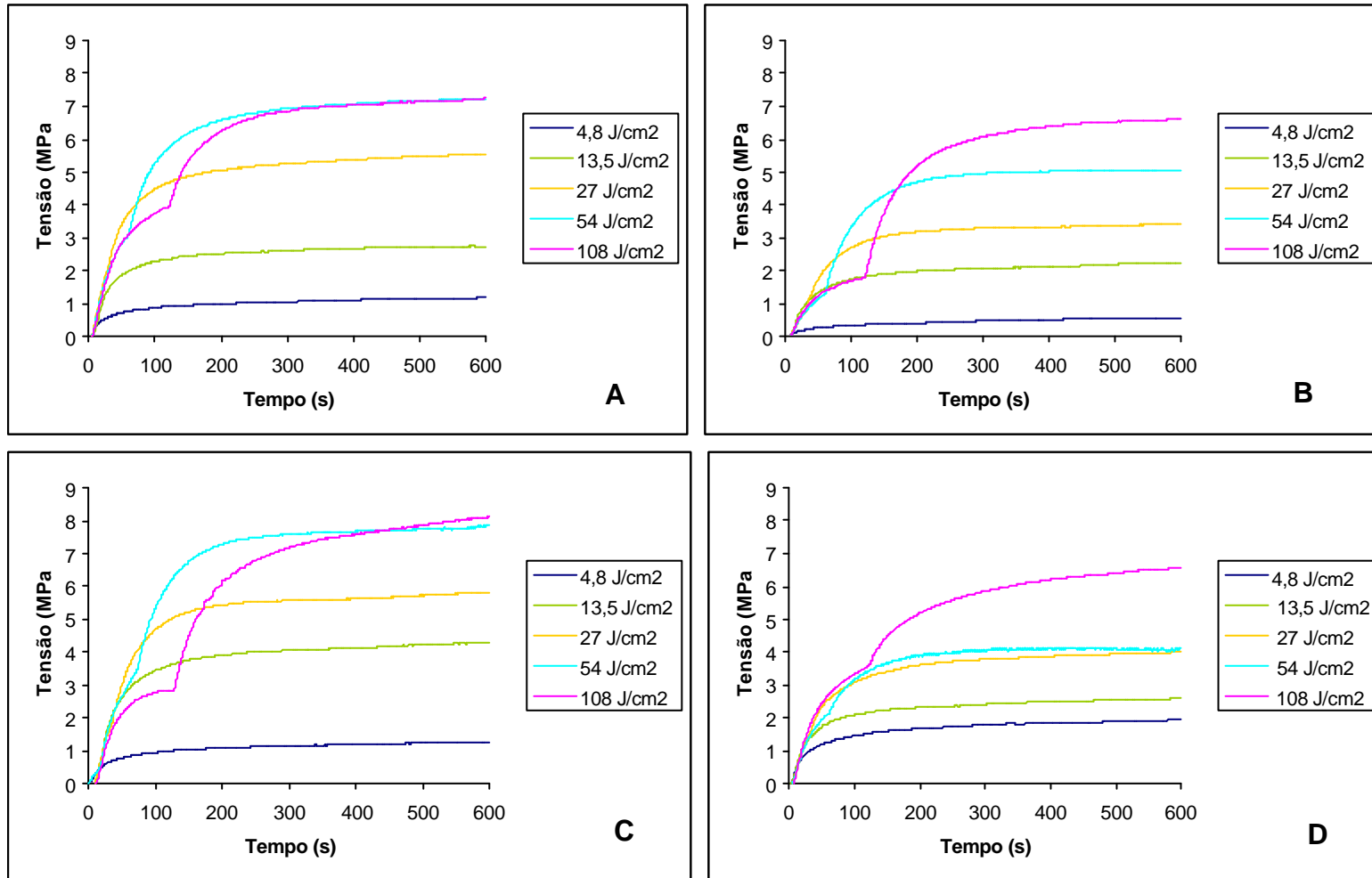


Figura A - Gráficos Tensão de contração x Tempo. (A: A110; B: Heliomolar; C: Tetric Ceram; D: Z250)

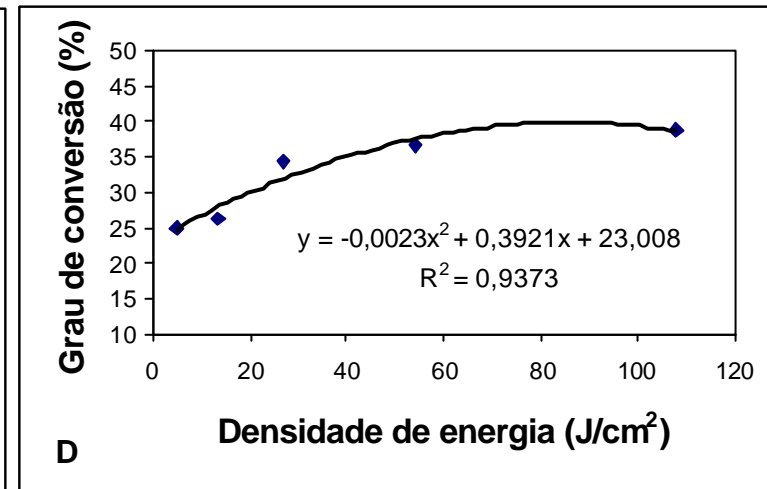
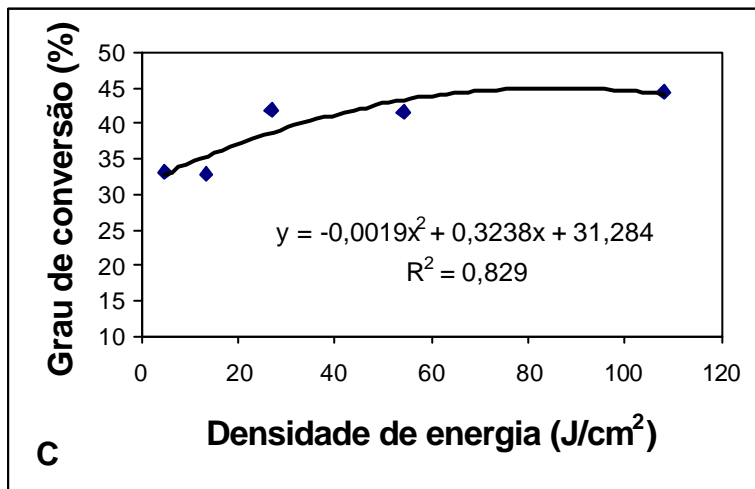
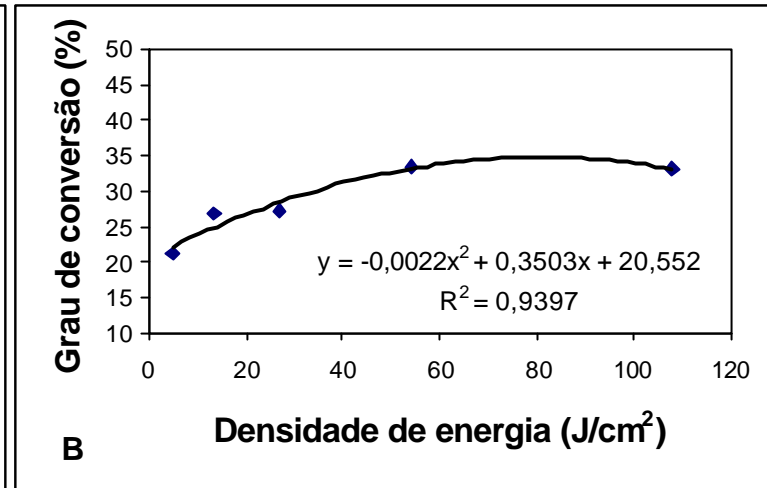
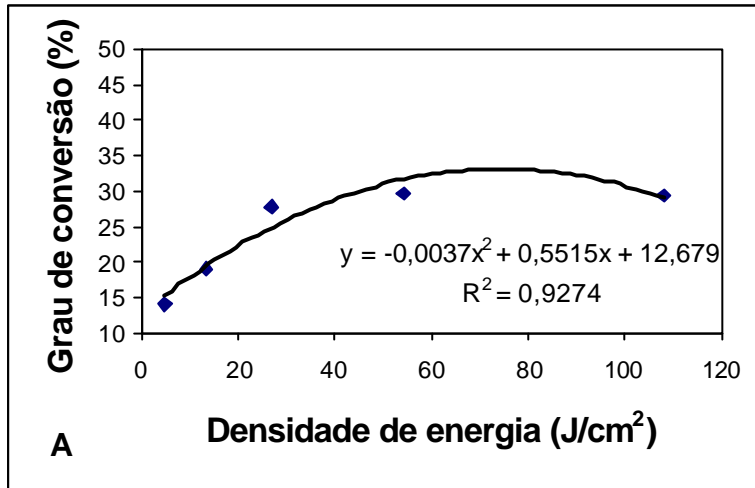


Figura B - Curvas de regressão polinomial Grau de conversão x Densidade de energia. (A: A110; B: Heliomolar; C: Tetric Ceram; D: Z250)

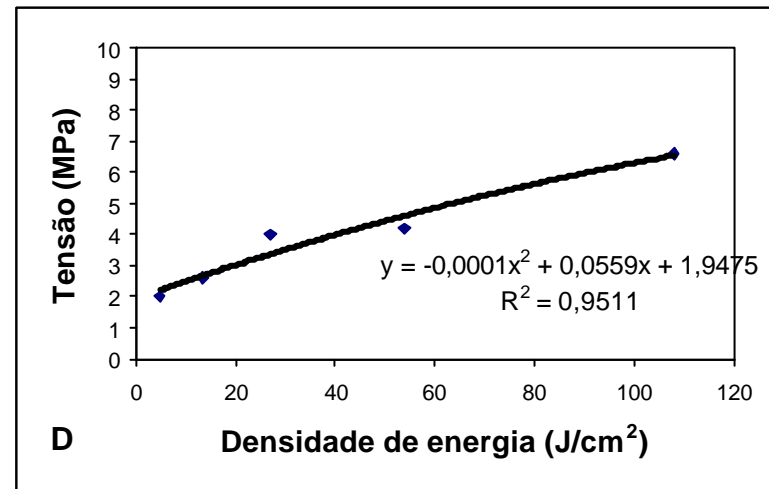
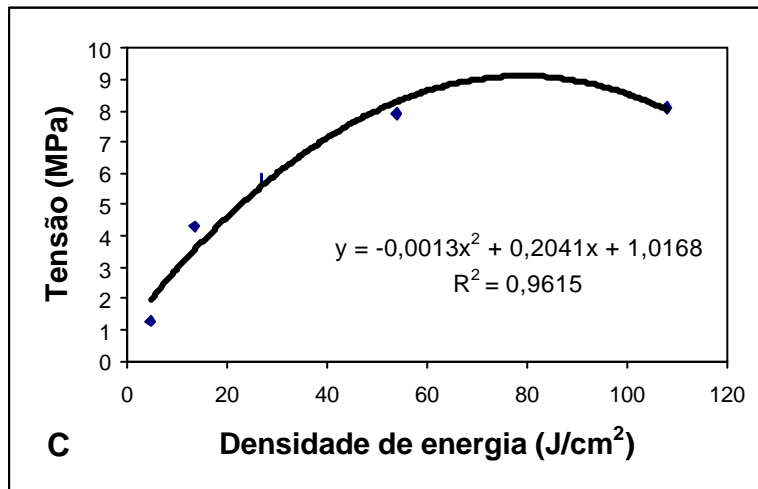
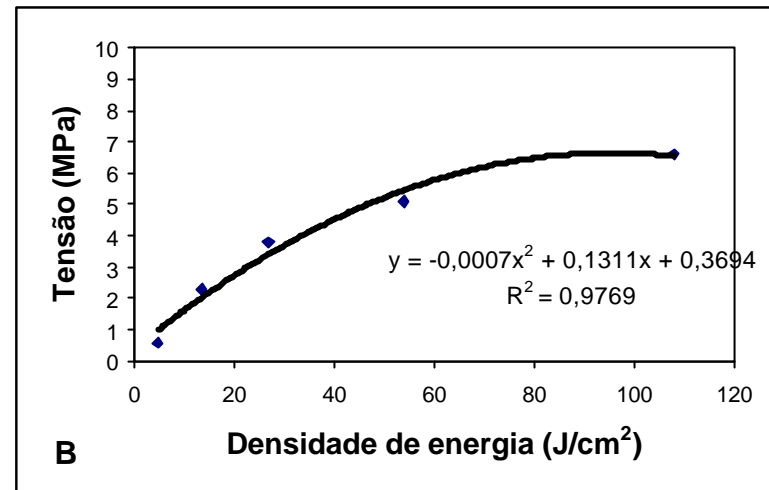
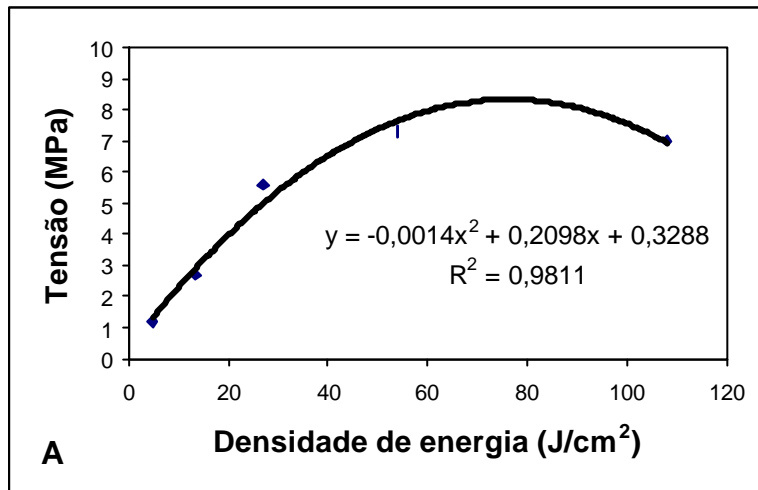


Figura C - Curvas de regressão polinomial Tensão de contração x Densidade de energia. (A: A110; B: Heliomolar; C: Tetric Ceram; D: Z250)

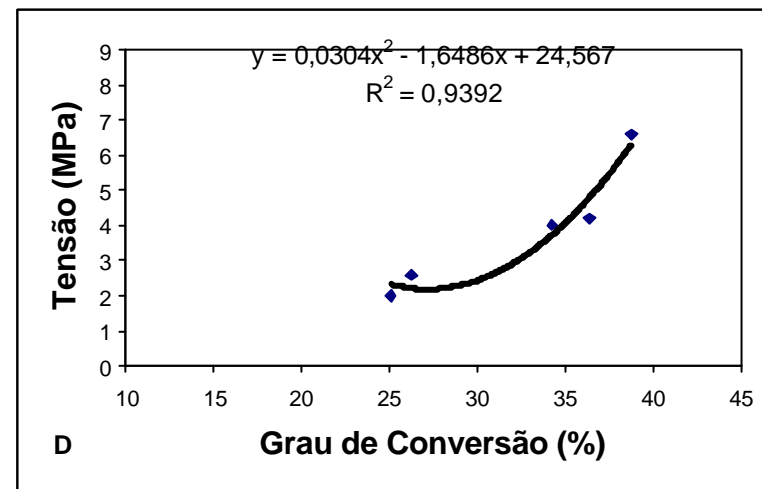
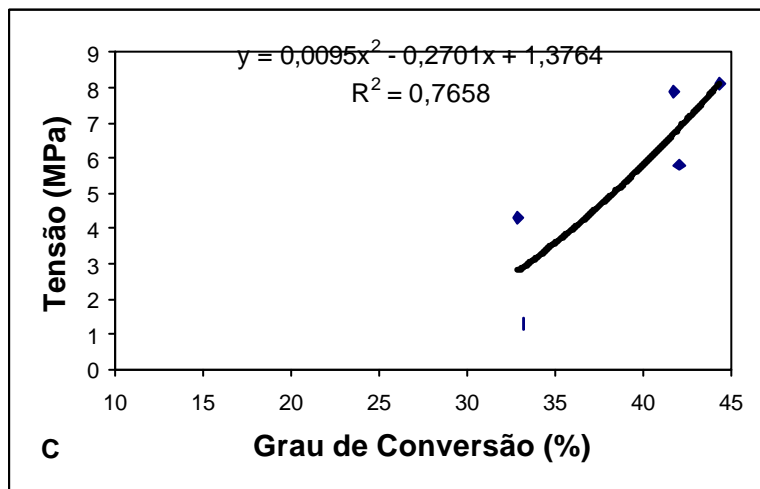
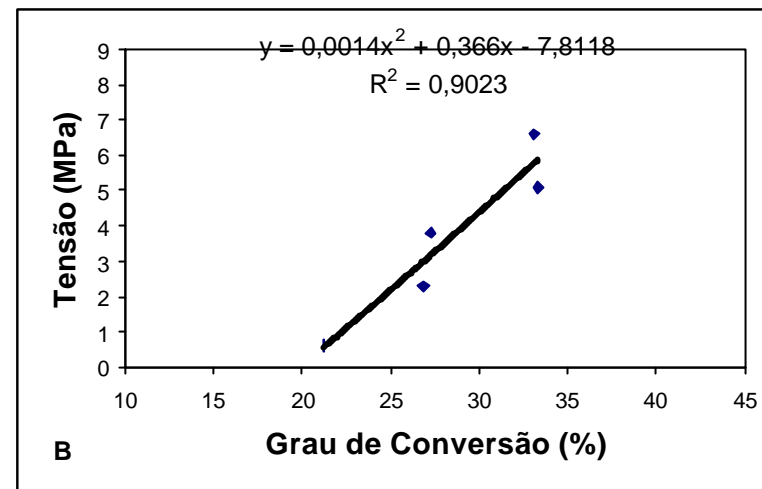
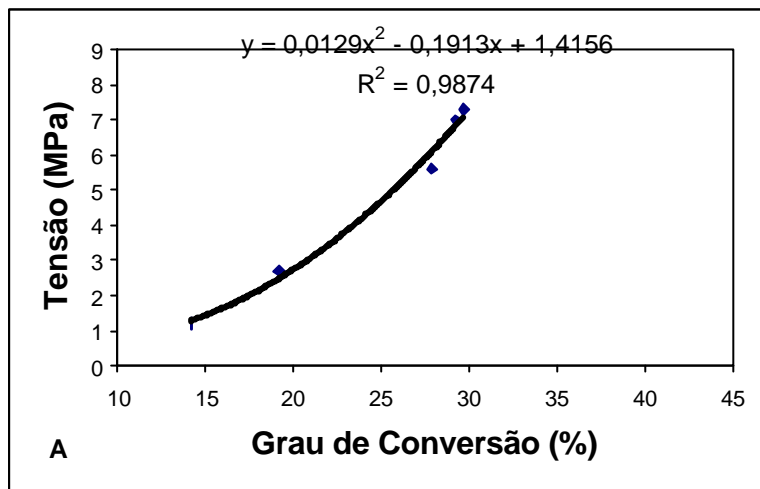


Figura D - Curvas de regressão polinomial Tensão de contração x Grau de conversão. (A: A110; B: Heliomolar; C: Tetric Ceram; D: Z250)