FLÁVIA PIRES RODRIGUES

FATORES PREDITORES DA TENSÃO DE CONTRAÇÃO PARA INTERFACES DE RESTAURAÇÕES ADESIVAS EM CAVIDADES DE CLASSE I

São Paulo

2008

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

Flávia Pires Rodrigues

Fatores preditores da tensão de contração para interfaces de restaurações adesivas em cavidades de classe I

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Rafael Yagüe Ballester

São Paulo

2008

Catalogação-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Rodrigues, Flávia Pires
Fatores preditores da tensão de contração para interfaces de restaurações adesivas em cavidades de classe I / Flávia Pires Rodrigues; orientador Rafael Yagüe Ballester. -- São Paulo, 2008.

81p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Restauração com material estético – Cavidades Classe I – Tensão de contração 2. Materiais Dentários

CDD 617.695
BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail: flapiro@gmail.com

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rodrigues FP. Fatores preditores da tensão de contração para interfaces de restaurações adesivas em cavidades de classe I [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo,____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a)._____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a)._____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a)._____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a)._____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a)._____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos grandes exemplos que tenho em minha vida:

Aos meus pais, pelo amor a mim dedicado e por compreenderem a importância desta fase em minha vida.

*Ao meu pai, **José Roberto**, agradeço pelos conselhos, pelo amor, pelo exemplo de honestidade, apoio nos estudos e cumplicidade nos ideais.*
*À minha mãe, **Nena**, agradeço por respeitar minhas escolhas, pela proteção e amor que recebo todos os dias, incondicionalmente, e principalmente por ser meu exemplo de caráter.*

Às minhas irmãs super-poderosas: Mônica e Camila. Separam-se pelo físico, pelo emocional, e se unem pelo sucesso profissional, pela solidariedade e pelo amor que sentimos umas pelas outras. Impossível seria chegar até aqui sem a ajuda delas.

*À **Mônica**, meu enorme agradecimento por me proporcionar e me acompanhar em visitas ao exterior: você me deu segurança, confiança e amor nos períodos em que mais precisei de você. Esteve lá sempre...como meu exemplo de perseverança e determinação.*
*À **Camila**, a minha admiração pela sua natureza de saber cuidar...e cuida de todos nós. Obrigada por cuidar de mim, por me dar suporte e exemplo de responsabilidade e de amizade.*

Aos meus irmãos Francisco e Leonardo pelo amor e pelo orgulho que sentem de ser nossos irmãos.

*Ao **Francisco**, "Kiiiiiiiiiiii", meu exemplo de disciplina, pelo amor que coloca no meu Nescau antes de eu dormir, por dividir meus momentos diários de sucessos, fracassos, euforia e choradeira...ah...e de madrugadas acordadas.*

*Ao **Leonardo**, meu exemplo de talento, por ter dito um dia, todo orgulhoso, para os colegas de sala, que tinha uma irmã que era mais inteligente do que a sua professora...aquilo foi bem engraçado, cheio de carinho e eu nunca esqueço.*
AMO VOCÊS!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Fui buscar inspiração no dicionário para agradecer alguém que não merece um simples agradecimento:

agradecer significa: " **1**. Mostrar-se grato por. **2**. Demonstrar gratidão."

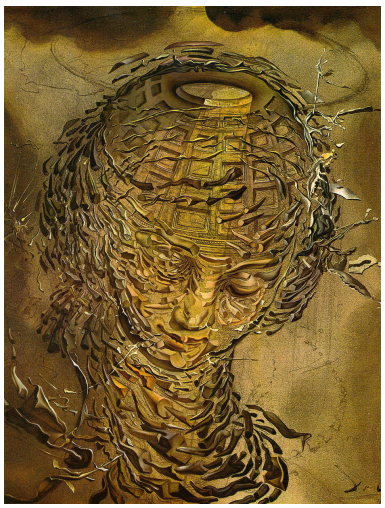
Não contente, fui ver "grato": que é "agradecido". Depois disto, me convenci que seria impossível! Dizer a alguém que estou agradecida...não sei...mas me parece despedida. E pior, me dá a impressão de que a pessoa não precisava ter feito aquilo ou ainda que não tenho nenhuma dívida com ela...no mínimo esquisito. Pensei, pensei e comecei a enxergar algo que esta pessoa mesmo já me havia alertado: de que alguns sentimentos podem ser unidirecionais.

Ao escrever estes agradecimentos hoje, pude realmente entender que não há dívidas quando o que já foi feito, veio de bom coração. O simples gesto de mostrar-se grato seria o suficiente. Talvez nem fosse preciso aqui escrever o motivo dos meus agradecimentos. Talvez bastasse que eu passasse adiante os ensinamentos que ela me passou, os valores morais e também intelectuais.

Mas engraçado...ainda parece insuficiente. Demorei...pensei, pensei e acho que agora já tenho uma explicação. E ela também está no dicionário:

continuar " **1**. Prosseguir ou prolongar sem interrupção. **2**. Suceder a".

Não quero enxergar esta etapa como despedida, fim de um período, mas uma continuação. Quero compartilhar da sua amizade por um tempo mais prolongado...sem interrupção. Quero seguir com a procura das respostas para nossas dúvidas antigas e para as novas que poderão surgir. Quero demonstrar minha gratidão apenas mostrando a pessoa que você é **Rafael**, meu orientador, meu amigo e meu educador. Você transborda alegria, bondade e amizade verdadeira: todos unidirecionais. Não importa se quem está recebendo não tem o mesmo tanto para te dar em troca ou até mesmo não tem...o que se recebe é sempre o seu máximo, o seu limite. Sou muito grata pela chance que você me deu de errar muito e de finalmente acertar. Obrigada por tudo!



"Exploding Head in the Style of Rafael."
Salvador Dali [Pintor Espanhol Surrealista, 1904-1989]
Obra de 1951.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS (cont.)

Durante este período, eu tive a sorte de ter dois orientadores: Prof. Rafael Yagüe Ballester, o oficial, e o Prof. David C. Watts, durante o período de estágio no exterior.

Por seis meses eu convivi com o **Prof. David C. Watts**, a quem eu gostaria de agradecer pela excelente recepção em seu laboratório, na Universidade de Manchester.

Além disto, gostaria de agradecer pelos ensinamentos que me foram transmitidos, pela sua preocupação e suporte no desenvolvimento do meu estudo e principalmente por acreditar na minha capacidade como profissional e respeitar as minhas limitações, sempre colaborando para que elas fossem superadas.

Minha admiração pelo seu trabalho e sua dedicação à família e ao seu laboratório, seus alunos, me servem de exemplo profissional e pessoal.

Finalizo com agradecimentos pela amizade, pela atenção a mim dedicada em dias tão ocupados e pelo constante suporte, mesmo estando longe. Sua postura em sempre colaborar e dar novas sugestões a todos que te pedem opinião ou que apenas estão por perto faz com que seja mais uma pessoa que não merece um simples agradecimento. Sou muito grata pela oportunidade.

Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me acompanhado mais uma vez na realização de um objetivo e pela busca de mais um sonho, ao me guiar pelas estradas da responsabilidade e do respeito aos meus amigos e familiares.

À Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Odontologia de São José dos Campos e Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, pela formação acadêmica que me deu suporte para chegar até esta fase.

À Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Departamento de Materiais Dentários, pela oportunidade de prosseguir com meus estudos no Programa de pós-graduação desta unidade.

Ao Serviço de Documentação Odontológica da FOUSP, pela revisão da formatação deste texto.

A todos os membros da minha família, que puderam entender a importância deste período em minha vida, na compreensão dos meus momentos de ausência em datas importantes para todos. Agradecimentos especiais à minha Vó Rita, que me ajudou muito sempre e ao Tio Tato, Leca, Tia Isis e Tia Yara, que estão sempre presentes no apoio a cada etapa da minha vida e da vida das minhas irmãs.

Ao meu namorado, noivo, amigo de todos os segundos, Antonio Carlos (Sassa), pelas decisões difíceis que tomamos juntos, pelo amor que delas surgiu e pelo respeito que hoje nos faz ter a certeza de que valeu a pena. Obrigada pelos momentos maravilhosos que você me proporcionou, pelo cuidado e carinho comigo e com meus familiares. Não importa onde cada um estiver, sempre estaremos juntos de alguma maneira. Você só me ensinou a ganhar, por isso nunca busco te perder. Amo você!

À Tathy Aparecida Xavier, Fabiana Naomi Soki e Pedro Henrique R.N. Sá, pelo período em que convivemos dividindo apartamento, dividindo risadas, pequenas diferenças, muito estudo e experiências de vida. À Tathy, agradeço os minutos de paciência e as horas de conversa. À Fabi, agradeço por não me deixar muitas vezes perder a hora da aula, pelas inúmeras caronas e te desejo muita felicidade nesta nova (já quase velha) fase da vida. Ao Pedro, agradeço pelo companheirismo, pela amizade, e principalmente pela confiança.

À Profa Dra Rosa Helena Miranda Grande, coordenadora do Curso de Pós-graduação em Odontologia da FOUSP, por ter me alertado, dado muitos conselhos e instruções que colaboraram com o meu amadurecimento, mas principalmente por todos os momentos em que me dedicou seu respeito: ora pelas minhas opiniões, ora pelo meu silêncio.

Ao Prof Dr Antonio Muench, Prof Dr Leonardo Eloy Rodrigues Filho e Prof. Dr. Igor Studart Medeiros, por desde o início me incentivar e reconhecer minha dedicação ao que me proponho a fazer. Obrigada pelos sinais de positivo pela fresta da porta, pelas caronas já tarde da noite, pelos conselhos profissionais e principalmente pela amizade sincera.

Ao Prof Dr Roberto Ruggiero Braga, Profª Josete Brabosa Cruz Meira e Prof. Paulo Francisco César, por terem me auxiliado nos períodos de estágio na graduação, pelo auxílio no projeto enviado à FAPESP (insistência que devo à Profª Josete), e pelas experiências trocadas na minha primeira viagem internacional. Ao Prof. Braga e à Profª Josete, obrigada pela paciência enquanto eu estava na alfândega e por ter que cuidar de

uma criança tão grande.Ao Prof. Paulo, obrigada por ser 'promoter' dos meus shows de corredor e pelos conselhos enquanto eu estava fazendo meu estágio em Manchester.

Aos demais professores do Departamento de Materiais Dentários, pela amizade, pelas horas de almoço compartilhadas, pelas piadas e risadas, e por todos os ensinamentos que me passaram durante este período de convívio.

Aos técnicos de laboratório, Antonio Carlos Lascala e Sílvio Peixoto Soares, pela amizade, pela forte torcida a cada modelo que rodava, e por me atenderem sempre!

Às secretárias, Rosa Cristina e Mirtes Staduto, pelo carinho que tiveram comigo desde o início, por me atenderem sempre bem e por me confiarem amizade sincera. Adoro vocês!!

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares, pelo apoio, amizade e ensinamentos durante um período de treinamento na Universidade Federal de Uberlândia. Amplio meus agradecimentos à sua esposa Priscila e aos seus alunos Paulo Vinícius, Paulo César, Luis Raposo e Veridiana.

Ao Prof. Dr. Raul Gonzales de Lima, pelas insistentes e incansáveis tardes de discussões para que encontrássemos explicações para o que muitas vezes foi inexplicável. Não sei ao certo que dia da semana é esta defesa de Tese, mas se for na sexta-feira, minhas sinceras desculpas...se for em outro dia, o meu "muito obrigada!". Você foi fundamental para que este estudo chegasse no ponto em que está aqui apresentado. Muito obrigada mesmo!

Ao meu amigo Maurício Gomes (Ritchius), por ser uma pessoa fantástica, um amigo incondicional, um conselheiro de mão cheia. Obrigada por fazer meus dias de trabalho melhores, por dividir seu conhecimento e por acreditar que eu poderia vencer dificuldades fossem elas de qualquer tamanho, origem ou duração. Conte comigo sempre, e depois disto também! Adoro você!

Às amigas Soraia de Fátima Carvalho Souza e Adriana de Fátima Pereira Vasconcelos, das quais tenho um imenso orgulho de dizer que sou AMIGA. Vi vocês chegarem, vi vocês crescerem, e vou ver vocês indo embora. Mas nunca, nunquinha, vou duvidar da força da amizade que temos umas pelas outras. De vocês vou guardar a sinceridade, a solidariedade, a mais pura amizade, a confiança e toda a minha admiração pelas profissionais e pelas pessoas que são. Amo vocês muitão!!

À Isis Poiate e ao Edgard Poiate, pelas inúmeras vezes em que me deram apoio, carona, ajuda na fase inicial do trabalho, sempre me guiando para que eu não desistisse de tentar e de acreditar no meu potencial. Obrigada pela amizade e pelo carinho.

A todos os colegas da pós-graduação, que para minha sorte foram muitos, pelo companheirismo, pela torcida enquanto nada dava certo, pelas caronas, pelos encontros no Messenger enquanto eu estava fora do país, pelas amizades que vão continuar e pela presença nas horas boas e ruins. Agradecimentos especiais para os alunos da turma que ingressou em Agosto de 2005 e aos que estão em período de estágio fora do país. Sucesso!

A todos os alunos da graduação com os quais eu tive contato durante o período de estágio. Agradecimentos especiais ao Marcelo Spiandon, ao Lucas e ao Vinícius Favarini.

Ao meu melhor amigo Alfredo Campos Coelho Sá, que trocou suas férias para passar 2 dias em Manchester ...hehehe...que programão hein Fre! O Frê é daqueles amigos que eu ligo pra dar a notícia de que o trabalho deu um progresso e no outro os funcionários todos do trabalho dele já sabem que "uma super-dentista amiga dele descobriu uma coisa muito importante que pode mudar a história da Odontologia". Marketeiro que é, com ele sou

sempre notícia! Não preciso dizer mais nada...só que você é muito especial pra mim! São 29 anos de amizade, 29 anos de muitas risadas e muito orgulho um do outro.

À minha amiga Fernanda Pelógia, por ter me ajudado bastante durante as viagens internacionais, pela amizade e companheirismo que temos desde a graduação. Beijão!

Ao meu amigo mais novo e muito querido Adilson Furuse, por entender que tudo o que tenho para te agradecer não caberiam nem em todas as páginas desta tese. Muito muito obrigada, por me mostrar que posso ser mais forte, pela tua paciência com meu lado mais fraco, por me levantar quando eu caí depois de um vento forte em Manchester, por me acompanhar nas horas de "go shopping" no Primark e também em alguns passeios pela cidade e fora dela, pela amizade e respeito que construímos um pelo outro, mas principalmente por ter escolhido vir a Manchester, afinal não teríamos talvez nos conhecido. Muito obrigada por estar no "lab" quando tudo parecia desabar e quando tudo afinal deu certo. Conte comigo sempre, mesmo quando não precisar. Admiro você e sua história de montão! Sucesso e felicidades!

Aos novos amigos Dr. Li Feng e Dr. Bill Kahler, pelo incentivo, amizade e admiração. Vocês acompanham meu desenvolvimento, torcem por mim e me ajudam quando surgem obstáculos, sempre com palavras de incentivo e muita, muita amizade. Obrigada por tudo!

Aos professores Dr. Alex S. Fok e Dr. Nick Silikas da Universidade de Manchester, pela oportunidade, pela amizade e pela confiança. Ao Dr. Alex, por ter desencadeado uma série de coincidências boas na minha vida profissional e por ter disponibilizado seu laboratório na escola de engenharia e seus alunos para auxílio na geração de modelos 3D, durante o meu período de estágio no exterior e ao Dr. Nick, pela atenção dada durante o meu estágio em Manchester no seu ambiente de trabalho e por me aconselhar e me ajudar a seguir por este caminho.

Aos amigos da Faculdade de Engenharia Civil da Universidade de Manchester : Jianying Li, Lianshan Lin e Li Shi, por serem tão atenciosos comigo sempre! Vocês são pessoas maravilhosas e por quem eu tenho muito carinho. Como o Jianying disse uma vez, "formamos um time!". Tenho muito orgulho de ser amiga de vocês. Muito obrigada por tudo! Ao Jianying, em especial, muito obrigada pela paciência, por ser meu irmão chinês tão querido e pela atenção que tem comigo sempre, em todas as horas que nos falamos e quando nos vemos. Você é muito importante para mim! Obrigada.

Aos amigos da Universidade de Manchester: Abeer, Muhannad, Mohammad Al-Rababah, Ahmad Madarati, Neils, Muhammad Kaleem, Kathrin, Xiaohong Wu, Larissa, Felipe, Nadia, Konstantinos Masouras, Haitham Elbishari e Marwan Alazraqi e todos aqueles com quem eu convivi nesta universidade, pela amizade, por dividir dúvidas e soluções, pelas comidas diferentes, pelos ensinamentos culturais e principalmente pelo ótimo convívio. Aos meus melhores amigos: Muhannad, Mohammad Al-Rababah e Ahmad Madarati, minha amizade, minha gratidão, por todos os momentos de risadas e principalmente pelos conselhos e muito companheirismo. Sou fã de vocês! E desejo 'all the best' para todos!

Às minhas amigas do Coniston Hall em Manchester, especialmente para Kathrin e Maria Luiza e às meninas que compartilhavam "late dinner" e que me esperavam chegar do laboratório tarde da noite: Wura, Asinty and Mide e também para as organizadoras do hall: Ann Bennet, Idoya, Paula, Jon e Mary, das quais tenho muita saudade. Obrigada pelas conversas e pelos filmes de terror: Julie e Camilla, e pelas viagens: Emily e Naomi.

MUITO OBRIGADA!

Pesquisa parcialmente apoiada pela CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Programa de Demanda Social) — duração de 10 meses.

Pesquisa parcialmente apoiada pela FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) — processo nº 2006/00186-3 — duração de 32 meses.

"Uma jornada de duzentos quilômetros
começa com um simples passo."

Provérbio Chinês

Rodrigues FP. Fatores preditores da tensão de contração para interfaces de restaurações adesivas em cavidades de classe I [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

OBJETIVO: o Fator-C é normalmente usado para predizer a tensão de contração em interfaces compósito-dente. Foi delineado um estudo para contribuir a esclarecer os elementos que permitem prever a tensão em interfaces de restaurações adesivas. Teoricamente, a tensão varia em função da oposição à contração (rigidez do substrato), da complacência e das dimensões e propriedades mecânicas do compósito. MÉTODOS: foram obtidos pelo Método de Elementos Finitos (MEF) 8 modelos estilizados 3D não-lineares de cavidades Classe I mantendo constantes o volume (20 mm^3) e a espessura das paredes (20 mm) e com variação do Fator-C (1,9 a 13,5). Foi simulado contato tipo *glue* entre compósito e dente. A contração de polimerização, por analogia térmica do compósito, foi 1%. Foram analisadas as tensões e deformações principais. Foi também idealizado um método para calcular por MEF a complacência regionalizada e foi avaliada sua validade pela comparação do resultado obtido por este método com o valor de complacência calculada analiticamente para um cubo de dentina de 1 mm de lado fixado numa de suas faces. Foi ainda idealizado um método para calcular, para cada formato de cavidade, o 'volume útil' de compósito capaz de influir para aumentar o pico de tensão na interface. Por fim, com os elementos anteriores, foi calculado para cada cavidade um valor de Fator-C_A, dependente da complacência na região de pico e do volume útil de compósito. Foi avaliada a capacidade de predizer o pico de tensão mediante o

teste de correlação (Pearson) entre o pico de tensão e o Fator-C_A, bem como entre o pico de tensão e o Fator-C. RESULTADOS: os picos de tensões provocadas pela contração em cavidades de classe I tendem a diminuir em função do aumento do Fator-C, embora o teste de Pearson evidenciou significância apenas para a tensão Máxima Principal na parede XZ e no eixo Z. O cálculo da complacência regional obtido por MEF foi de 0,0652 µm/N, bem próximo ao valor analítico (0,0666 µm/N). O Fator-C_A correlacionou significantemente e positivamente com as três tensões obtidas na quina (Von Mises, Máxima Principal e Máxima Cisalhante). CONCLUSÕES: o aumento do Fator-C não conduz ao aumento dos picos de tensão em cavidades de classe I. O método de cálculo de complacência é válido para estruturas complexas. O Fator-C_A permite predizer os picos de tensão em compósitos aderidos em cavidades de classe I.

Palavras-Chave: Fator-C; Classe I; Restaurações adesivas; Tensão de Contração; Interface; Elementos Finitos

Rodrigues FP. Factors predicting the shrinkage stress for Class I bonded restorations interface [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

OBJECTIVES: The C-Factor is normally used to predict the shrinkage stress at composite-tooth interfaces. A study was outlined for clarifying the elements which allows providing the stress at bonded restorations interface. Theoretically, the stress varies as a function of the opposition to the shrinkage (substrate stiffness), the compliance, dimensions and mechanical properties of the composite. METHODS: Eight 3D non-linear stylized models of Class I cavities were obtained by the Finite Element Method (FEM), maintaining the volume (20 mm^3) and wall thickness (2 mm) constant and varying the C-Factor (1.9 through 13.5). A '*glue'* contact between the composite and teeth was simulated. A 1% polymerization shrinkage was simulated by using thermal analogy of the composite. Principal stresses and strains were analyzed. A method for calculating the local compliance by FEM was also idealized as well as its validity of comparing the obtained result with the analytical compliance value of a 1 mm dentin cube, with fixation at one of its faces. A method for calculating, for each cavity shape, the 'useful volume' of the composite, which is able to influence on the stress peak increase at the interface, was further idealized. And finally, using elements mentioned before, a compliance dependent value, so-called C_A-Factor, was calculated for each cavity, at peak and 'useful volume' of the composite regions. The capability on predicting the stress peak by the correlation test (Pearson) between the stress peak and the C_A-Factor as well as between the stress

peak and the C-Factor was also evaluated. RESULTS: the stress peaks generated by the shrinkage on Class I cavities tend to decrease as a function of the C-Factor, though the Pearson only showed the significance for the maximum principal stress at the XZ wall and Z axis. The local compliance calculation obtained by FEM was 0.0652 µm/N, which was very close to the analytical one (0.0666 µm/N). The C_A-Factor presented a positive and significant correlation with all three stresses obtained at the trihedral angle formed by two occlusal edges. (Von Mises, maximum principal and maximum shear stresses). CONCLUSION: the increase of the C-Factor does not lead to the increase of the stress peaks in Class I cavities. The method for calculating the compliance is valid for complex structures. The C_A-Factor allows providing the stress peaks for bonded composites on Class I cavities.

Keywords: C-Factor;Class I; Bonded restorations; Shrinkage Stress; Interface; Finite Elements

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Cavidade de Classe I estilizada. (A) As letras indicam as dimensões especificadas na Tabela 4.1. (B) Foi possível simular apenas um quarto do total aproveitando dois planos de simetria.....43

Figura 4.2 – Condições de contorno dos modelos de cavidade Classe I.....46

Figura 4.3 – Modelo para avaliação de complacência: geometria e condições de contorno.....50

Figura 4.4 – Fórmula para o cálculo do volume de uma calota esférica (Fonte: Wikipédia).....54

Figura 5.1 – Deformações máximas principais (mm/mm). Os vetores indicam a direção da deformação. A escala é a mesma para todos os casos.....60

Figura 5.2 – Picos de tensão máxima principal (MPa) da região oclusal dos modelos de cavidade. A escala é a mesma para todos os casos 61

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 — Tensões (MPa) X Fator-C para contração de 1% 58

Gráfico 5.2 — Tensões (MPa) X Fator- CA 64

Gráfico 5.3 — Tensões (MPa) X Fator-C 65

Gráfico 6.1 — Extensão e flexão em função do comprimento da barra (seção transversal 0,4 x 0,2 cm; E=106 kgf/cm2), submetida à carga de 4kgf, em regime elástico. Linha 1: ensaio de tração; Curvas 2 e 3: ensaio de flexão com barra engastada (altura 0,4 mm e altura 0,2 mm, respectivamente) 67

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Valores de Fator-C e dimensões (mm) dos modelos estilizados, correspondentes à Figura 4.1 43

Tabela 4.2 – Seqüência dos modelos simulados com valores de Fator-C e dimensões da cavidade nas direções x, y e z 44

Tabela 4.3— Propriedades elásticas dos materiais 47

Tabela 4.4 – Valores utilizados para o cálculo do volume útil de compósito (Fator-C; dimensões: X,Y e Z e calotas inseridas nas cavidades) 54

Tabela 5.1 – Valores de r, a e α para os modelos de cavidade para paredes ou eixos. O valor crítico α (5%) para contraste de r é de 0,72..... 59

Tabela 5.2 – Complacências das cavidades 63

Tabela 5.3 — Valores de r, a e α para os modelos de cavidade para a região da quina. O valor crítico α (5%) para contraste de r é de 0,72 65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MEF	Método dos Elementos Finitos
MOD	Mésio-Ocluso-Distal
CETL	Coeficiente de Expansão Térmico-Linear
3D	Tridimensional
2D	Bidimensional
Hex8	Elemento hexagonal de oito nós
Quad4	Elemento quadrático de 4 nós
MP	Máxima Principal
MC	Máxima Cisalhante
VM	Von Mises

LISTA DE SÍMBOLOS

ν	Coeficiente de Poisson
MK	Mega Kelvin
r	Coeficiente de Correlação
r^2	Coeficiente de Determinação
a	Coeficiente Angular da Reta
α	Significância da Correlação
ΔL	Variação de Comprimento
E	Módulo de Elasticidade
mm	Milímetros
N	Newton
℃	Graus Celsius
μm	Micrômetros
C	Complacência
l_0	Comprimento inicial
A	Área da seção transversal

SUMÁRIO

p.
1 INTRODUÇÃO 22
2 REVISÃO DA LITERATURA 25
2.1 Origem das tensões na interface de restaurações adesivas 26
2.1.1 Tensão de contração 27
2.1.2 Carga oclusal 29
2.2 Fatores que afetam a magnitude das tensões geradas na interface de restaurações 30
2.2.1 Formato da cavidade 31
2.2.2 Magnitude e modo de aplicação da carga mecânica 34
2.2.3 Propriedades do material restaurador utilizado 35
2.2.4 Complacência do substrato (dente) 38
3 PROPOSIÇÃO 41
4 MATERIAL E MÉTODOS 42
4.1 Modelos de cavidade 42
4.1.1 Condições de contorno 45
4.1.2 Propriedades dos materiais 46
4.1.3 Análise dos resultados 47
4.2 Modelo para avaliação de complacência 48
4.2.1 Condições de contorno 49
4.2.2 Propriedades dos materiais 50
4.2.3 Análise dos resultados 51
4.2.4 Conseqüências metodológicas: 51
4.3 Limitações dos modelos 55
5 RESULTADOS 57
5.1 Modelos de cavidades 57
5.2 Modelo para avaliação de complacência 62
5.2.1 Cálculo da complacência do ‘palito’ 62
5.2.2 Cálculo da complacência de cavidades 62

5.2.3 Correlação entre tensão e Fator-C_A 64
6 DISCUSSÃO 66
7 CONCLUSÕES 73
REFERÊNCIAS 74

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia Adesiva tem se destacado devido às alternativas estéticas que os materiais restauradores e os sistemas adesivos proporcionaram ao longo dos últimos anos. No entanto, ainda existem obstáculos a serem vencidos pelos profissionais na prática de suas atividades clínicas, decorrentes da contração de restaurações aderidas às paredes da cavidade. A adesão de restaurações às paredes cavitárias pode ser afetada por tensões na interface, principalmente de tração ou de cisalhamento, que podem originar-se por contração resultante do processo de polimerização do compósito restaurador [1].

Dentre os problemas que acompanham essa contração e que, portanto, comprometem a longevidade das restaurações, encontram-se a deflexão de cúspides e o descolamento de restaurações [2]. Ambos também têm sido intuitivamente relacionados com sintomas e sinais clínicos como dor, sensibilidade pós-operatória e fratura dental [3,4]. Como conseqüência, haveria formação de fendas que permitiriam o acúmulo de placa bacteriana e a microinfiltração [5,6]. A tensão também pode aparecer devido a variações de temperatura (quando o CETL ou a condutibilidade térmica é diferente da do dente), ou ainda por cargas oclusais (provenientes da função normal, de parafunção ou de contatos prematuros) [6,7]. Independentemente da origem das tensões, sua distribuição e conseqüências poderão ser consideravelmente diferentes se a restauração estiver ou não aderida em toda a sua interface [1].

A tensão desenvolvida pelas contrações parece que poderia ser menor quando a restauração tem uma proporção maior da área não aderida. Este conceito foi

estabelecido com a intuição da relação do Fator-C e a tensão [8], comprovada em muitos trabalhos laboratoriais. Foi também postulada a influência do volume de compósito (quanto maior, maior seria a tensão) [9]. Mais recentemente, foi apontado que cada um destes dois fatores teria influência preponderante na dependência da deformabilidade (complacência) estrutural do substrato: se o substrato fosse muito pouco deformável, o aumento de tensão correlacionaria bem com o Fator-C; se a complacência fosse maior, o volume de compósito correlacionaria melhor com a tensão [10]. A correlação entre Fator-C e microinfiltração também já foi realizada, mas existe ainda controvérsia, porque há muitos casos em que essa correlação não foi encontrada. Nesses casos, os autores explicam que o aumento do tamanho da cavidade (volume) e do Fator-C (que aumentariam a tensão) pode estar acompanhado do aumento da complacência, que atuaria no sentido contrário [10]. A avaliação da complacência de uma cavidade até o estabelecimento de um valor concreto é um verdadeiro desafio, por vários motivos.

O resumo deste problema é que continua sendo difícil predizer qual será a tensão na interface de restaurações que contraem, mesmo levando em consideração o volume de compósito, Fator-C, resistência estrutural do substrato, módulo de elasticidade do compósito e porcentagem de contração. O método de elementos finitos pode colaborar muito para elucidar esta questão.

Devido às dificuldades de se investigar todos estes fatores que influenciam na magnitude das tensões de contração, foi delineado um experimento de elementos finitos em que, com a simulação de modelos estilizados de cavidades Classe I e de um sólido de complacência conhecida, fosse possível contribuir com o esclarecimento dos fatores que permitem prever o pico de tensão em cavidades restauradas com compósito. A principal vantagem deste método é o isolamento e a

associação das variáveis de interesse, mesmo nos casos em que experimentalmente isso não seria possível.

2 REVISÃO DA LITERATURA

As principais falhas relacionadas a dentes restaurados são a microinfiltração ou fratura do remanescente dental. Estas falhas são conseqüentes das tensões às quais os dentes são submetidos. Em tese, é lógico pensar que, tensões, de qualquer proveniência, afetam de modo mais grave o elo mais fraco do conjunto de um dente restaurado. Se a restauração for adesiva e o remanescente dentário for mecanicamente resistente (quando a cavidade é pequena), o elo mais fraco será a interface dente/restauração. Mas, se o dente for muito destruído, o elo mais fraco poderá ser o próprio tecido dentário [11]. O que tem sido apontado na literatura é que a probabilidade à fratura da interface ainda é maior que a probabilidade à fratura do material restaurador [12] o que intensifica a importância de se investigar os fatores que influenciam o aparecimento de tensões na interface e que comprometem a sua integridade comprometendo a longevidade das restaurações estéticas [13].

As conseqüências destas tensões na interface, sejam elas de tração ou de cisalhamento, podem afetar parcialmente a adesão às paredes cavitárias [1], permitir o aparecimento de fendas que favorecem o acúmulo de placa bacteriana [6], que podem resultar no aparecimento de cáries secundárias [14]. A pouca atenção dada aos fatores que interferem direta ou indiretamente na integridade das interfaces das restaurações adesivas pode acarretar em sintomas e episódios clínicos indesejáveis (micro-fraturas, microinfiltração e sensibilidade pós-operatória) que, freqüentemente, foram associados à contração dos compósitos [3, 15]. No entanto, nenhum desses episódios serve como medidas diretas das tensões causadas pela contração. A deformação do dente, que normalmente não é percebida clinicamente, é a que

ofereceria relação mais próxima com essas tensões. A deformação das cúspides pode ser medida *in vitro*, enquanto que os sintomas clínicos são subjetivos [15].

2.1 Origem das tensões na interface de restaurações adesivas

As principais fontes de tensão num dente restaurado são originadas por diferenças de contração/expansão entre o dente e o material restaurador ou por cargas oclusais. Esta contração é capaz de provocar tensão tanto no dente, como na interface, como na própria restauração. As diferenças de contração/expansão ocorrem durante a polimerização do material restaurador ou durante o aquecimento/resfriamento (caso o coeficiente de expansão térmico-linear do material restaurador seja diferente do verificado no dente). Já o carregamento oclusal, que incide sobre o remanescente dentário e/ou sobre o material restaurador, ocorre durante a mastigação ou hábitos parafuncionais. As tensões na restauração não parecem provocar problemas de ruptura do material; mas as da interface e do dente têm como conseqüências os fenômenos de descolamento da restauração e deflexão de cúspides, já citados anteriormente.

Enquanto os efeitos do processo de polimerização e carga mecânica oclusal na resistência adesiva da interface de restaurações realizadas com compósitos têm sido estudados quase que extensivamente, a influência da carga térmica tem sido pouco investigada. Rápidas mudanças no ambiente oral são relatadas na literatura entre 0°C e 67°C [16], sendo que as temperaturas mais baixas são mais comuns no surgimento de tensões interfaciais que as altas [17]. Durante a embebição de líquidos

quentes e frios na cavidade oral, variações lentas ocorrem desde que a taxa de aquecimento ou de resfriamento do dente proceda a uma taxa finita [17], o que faz com que este fator seja adjacente aos descritos anteriormente e, por isto, talvez seja de mais fácil controle pelo profissional e pelo paciente devidamente orientado quantos aos seus hábitos alimentares.

2.1.1 Tensão de contração

A contração resultante do processo de polimerização dos compósitos odontológicos ocorre devido à aquisição/aumento de rigidez quando da conversão das moléculas de monômero em uma rede polimérica, assim como a ocorrência de ligações cruzadas entre estas e as cadeias vizinhas [1]. Durante este processo, há a formação de ligações covalentes que aproximam as moléculas umas das outras e geram a contração. Essa contração, por sua vez, gera tensões na restauração e tensões internas que são transferidas para a interface assim que o compósito contrai em direção à superfície aderida enquanto é confinado pela adesão à superfície oposta [17]. Quando os valores destas tensões excedem os valores da resistência adesiva dos materiais restauradores empregados, fenômenos como o descolamento de restaurações e deflexão de cúspides surgem como conseqüências. Estes sinais clínicos, muitas vezes, são imperceptíveis e de difícil determinação, porém sintomas a eles associados como pobre adaptação marginal, dor pós-operatória e cárie recorrente são relatados muito freqüentemente.

Em síntese, as tensões geradas no interior dos materiais restauradores na interface são desenvolvidas em três estágios [12]:

a) Fase I: pouca tensão é acumulada devido ao comportamento viscoso do compósito. A tensão de contração que ocorre antes do ponto gel não parece ter uma alta contribuição no aparecimento de tensões desenvolvidas perto da interface. [1, 18]

b) Fase II: há o aumento das tensões devido à contração, rigidez e redução da visco-elasticidade do material. Tensões de tração relativamente altas são desenvolvidas no compósito perto da interface com o tecido dental. Perto da periferia da restauração, essas tensões apresentam-se mais baixas à medida que o material fica livre para contrair sem restrição. Tensões maiores são encontradas nas regiões onde a interface geométrica é mais irregular, o que salienta a importância da geometria da cavidade e dos preparos cavitários realizados pelo profissional. Esta fase representa a grande maioria das tensões de contração desenvolvidas durante o processo de polimerização dos compósitos odontológicos e, por isto, muitos estudos são realizados no intuito de minimizar os efeitos destas tensões na interface de restaurações; e

c) Fase III: ocorre o relaxamento das tensões, inicialmente rápida e que diminui com o tempo com a concomitante e gradual diminuição da visco-elasticidade do material. Esta fase foi relatada como sendo mais efetiva em regiões mais afastadas da interface [12]. A magnitude das tensões acumuladas e a taxa de relaxamento das tensões dependerão da sua localização dentro da restauração.

2.1.2 Carga oclusal[a]

Cargas oclusais que incidem sobre o remanescente dentário e/ou sobre o material restaurador também têm sido apontadas como fontes de tensão em dentes restaurados, porém têm se relevado menos representativa quando comparada à magnitude das tensões resultantes do processo de polimerização dos compósitos.

As cargas oclusais como conseqüência de forças mastigatórias e parafuncionais não foram abordadas neste estudo. Estas são parcialmente responsáveis pela falha ou rompimento da adesão [16], porém isto não faz destas um fator menos importante a ser estudado futuramente

---

[a] Quando as tensões originadas pelo processo de polimerização do compósito agem simultaneamente àquelas originadas pelas cargas oclusais, a rigidez do compósito e a resiliência da camada de adesivo apresentam efeitos opostos no alívio das mesmas. Nestes casos, quanto mais rígido é o compósito, maior é a tensão de contração gerada pela polimerização e menor é a movimentação de cúspides sob carga oclusal [19] .

Alguns autores revelaram que as tensões diminuem consideravelmente durante o período de pós-polimerização e sugeriram que cargas mecânicas deveriam ser limitadas durante as primeiras horas após a restauração ter sido realizada [12]. Movimentos excursivos, por exemplo, que resultariam em movimento lateral de cúspides, poderiam gerar tensões ao longo da interface dente-restauração. Além disso, as cargas referentes à oclusão cêntrica causariam deformação vertical do dente, que poderiam levar a tensões de compressão e cisalhamento na interface [20]. O desenvolvimento de tensões de tração e de cisalhamento na interface certamente iria romper a adesão da restauração às paredes da cavidade comprometendo a longevidade da restauração [12].

2.2 Fatores que afetam a magnitude das tensões geradas na interface de restaurações

O desenvolvimento de novos sistemas adesivos, tratamentos de superfície da dentina, 'design' de cavidades e novas técnicas de inserção desses materiais na cavidade preparada têm sido realizados na tentativa de aumentar a adesão de materiais restauradores à estrutura dental. No entanto, os problemas inerentes à contração provocada pelo processo de polimerização ainda persistem [21]. O conhecimento de fatores que influenciam a tensão de contração nos compósitos, portanto, é fundamental para o desenvolvimento de novos materiais e técnicas restauradoras, assim como a avaliação de produtos comercialmente disponíveis [22]. Porém, a determinação da magnitude e localização das tensões geradas na interface de restaurações torna-se muito difícil, uma vez que pouca atenção é dada aos fatores que interferem direta ou indiretamente na integridade das mesmas.

A magnitude da deformação do dente depende de vários fatores, entre os que podemos identificar o formato da cavidade, a magnitude e modo de aplicação da carga mecânica, as propriedades mecânicas do substrato (esmalte e dentina) e do material restaurador, e a complacência do substrato (dente). Esforços têm sido realizados com o objetivo de investigar esses fatores e compreender de que modo estes poderiam afetar a magnitude das tensões geradas na interface [19, 21-32].

2.2.1 Formato da cavidade

A tensão produzida pela contração de polimerização em cada uma das paredes de uma cavidade pode ser condicionada pelo formato da mesma. A longevidade clínica de restaurações pode ser melhorada caso as tensões na interface do dente sejam reduzidas pela alteração do 'design' da cavidade [23]. Quando os compósitos foram introduzidos, previu-se que o tipo de restauração afetaria os resultados dos níveis de tensão e que as cavidades com uma grande superfície livre em proporção com as paredes aderidas desenvolveriam tensões de menor magnitude [33]. Desta observação, foi estabelecida uma regra para o estado de tensões no compósito e na interface dente-restauração, o Fator-C, que relacionava a taxa entre as superfícies aderidas e livres como uma previsão das tensões de contração. Neste caso, quanto maior o Fator-C, maior a tensão produzida pela contração [8].

Mesmo o Fator-C sendo utilizado para prever o quão solicitada é a interface, sua consistência e extrapolação clínica têm sido recentemente contestadas na literatura [4, 10, 15, 29], o que reúne motivos para se acreditar que o Fator-C não é um bom parâmetro para este tipo de previsão, já que cada face é solicitada de forma diferente em uma determinada restauração.

Vários estudos em tensilômetro (aparelho mais utilizado para o estudo da contração de polimerização) mostraram uma correlação positiva entre tensão de contração e Fator-C [3, 8]. Estes resultados foram obtidos em montagens com baixa complacência. Essa relação foi obtida em estudos com tensilômetros, nos quais a "cavidade" é muito peculiar, pois esta apresenta apenas duas paredes, opostas entre si. Uma das limitações deste tipo de estudo é atribuir a toda a parede a mesma

tensão (já que apenas é possível obter tensões médias), o que desprezaria o estado de tensões gerado por uma geometria específica sob a influência das condições de contorno. Outra, ainda mais séria, é sugerir que exista um simples paralelismo entre as restrições oferecidas pelo tensilômetro e as oferecidas por uma cavidade preparada [8]; ou seja: se tivessem igual Fator-C ofereceriam restrição semelhante e produziriam tensões comparáveis. No entanto, parece evidente que a oposição de uma cavidade à contração do compósito é condicionada não apenas pelo Fator-C, mas também pela resistência estrutural das paredes remanescentes que, por sua vez, depende do módulo de elasticidade, quantidade e geometria dos tecidos remanescentes, já que todos esses fatores influenciam a complacência (ou facilidade de aproximação das paredes da cavidade). Ou seja, a complacência em tensilômetro é uma característica muito simples quando comparada com a complacência de cavidades. Em conclusão, o Fator-C seria um indicador demasiado simplificado para resumir o comportamento das tensões em cada uma das paredes de cavidades que podem apresentar o mesmo valor de Fator-C [4], pois estas também dependem da geometria da cavidade, do volume de material restaurador utilizado e de como o Fator-C é formado [29].

Alguns autores demonstraram que restaurações largas resultaram em níveis mais baixos de tensões na restauração com aumento de tensão no dente [15, 17]. As conseqüências clínicas deste aumento de tensão incluem falhas de adesão entre o dente e a restauração, dor pós-operatória [2,34] e a fratura dental. Trincas sub-superficiais introduzidas durante o preparo cavitário com brocas odontológicas convencionais foram sugeridas como principais causas para falhas prematuras de restaurações [35]. Um fenômeno bastante comum na prática clínica e que está relacionado ao preparo da cavidade (geometria e tamanho) é a fratura de cúspide de

dentes posteriores. A resistência à fratura e a rigidez das cúspides de um dente hígido são reduzidas após um preparo cavitário oclusal e, mais reduzidas ainda, caso a crista marginal seja também removida durante o preparo (no caso de cavidades Classe II), o que pode conduzir ao aumento da movimentação das cúspides envolvidas perante as mesmas solicitações mecânicas [3]. Este tipo de comportamento, que se estende não apenas aos elementos restaurados com materiais estéticos, também ocorre em dentes tratados endodonticamente, nos quais o risco de falha é maior. Alguns autores relataram que o deslocamento de cúspides perante uma determinada carga aumenta 3 a 5 µm para cada cúspide em cavidades MOD, e 12 a 16µm após o acesso endodôntico [3].

O volume de compósito também tem sido correlacionado com a tensão de contração. Para determinadas áreas aderidas, espécimes com maior altura, que poderiam ter um Fator-C mais baixo, apresentam maior tensão de contração [36]. Alguns autores que trabalharam com tensilômetros de alta complacência também não encontraram correlação entre tensão e Fator-C, mas entre tensão e volume do compósito [9]. No entanto, estes autores não analisaram os efeitos das variações na altura ou no diâmetro independentemente. Já alguns autores que trabalharam em cavidades cilíndricas de dentes bovinos sugeriram que a tensão de contração para casos de mesmo Fator-C é maior nos casos com maior volume cavitário. Como esses autores apontaram que a profundidade da cavidade possui influência maior, podemos deduzir que exista alguma influência da configuração da cavidade [10].

2.2.2 Magnitude e modo de aplicação da carga mecânica[b]

As deformações do dente produzidas tanto pela contração dos compósitos como pelas cargas oclusais têm sido relatadas na literatura [2-4, 6, 14, 20, 41-43]. As falhas prematuras de restaurações podem ocorrer pela aplicação de cargas mecânicas que podem incidir sobre o remanescente dentário e/ou sobre o material restaurador que variam de magnitude, direção e modo de aplicação. A magnitude e direção das

---

[b] De acordo com o 'Princípio de Saint-Venant', é bastante comum que as cargas sejam aplicadas pontualmente, porém estas devem ser distribuídas sobre uma área finita [37-39]. Este princípio estabelece que tensões provenientes do ponto de aplicação de carga não são sempre associadas pelo comportamento real da estrutura perto desta região. Para um material que obedece à Lei de Hook, por exemplo, a mudança na distribuição de carga numa extremidade, sem mudança na resultante (sistemas estáticos equivalentes), altera as tensões num corpo apenas nas extremidades próximas à região de aplicação de carga [38].

Na prática, é muito difícil determinar a precisão das tensões perto do ponto de aplicação de carga. Os valores de tensão nominal em vários testes mecânicos, por exemplo, poderiam mudar com a variação da distância do ponto de aplicação de carga, assim como a mudança em outros parâmetros como a geometria do espécime, volume e módulo de elasticidade do material. Quanto maior o volume de material com baixo módulo de elasticidade interposto entre a interface aderida e o ponto de aplicação de carga, maior é a concentração de tensões na área mais crítica do espécime (como mudanças bruscas de geometria, entalhes, etc). Como já foi apontado por alguns autores [40], se o 'Princípio de Saint-Venant' não fosse considerado na interpretação dos resultados destes testes, seria esperada uma redução nos valores de tensão máxima quando a carga fosse aplicada perto da interface. Este princípio não é aplicado a materiais de comportamento não-linear, anisotrópicos e anelásticos. Para estas classes de materiais, o campo resultante de tensões pode diferir significantemente dos casos em que são aplicados materiais isotrópicos, lineares e elásticos [38].

Autores na área de Engenharia lidam com o problema de concentração de tensões próxima à área de aplicação de carga por meio da aplicação deste princípio, já que este estabelece que sistemas de carregamentos estáticos equivalentes produzem a mesma tensão e deformação dentro de um mesmo corpo, na região imediatamente próxima à aplicação da carga. Por isso, as tensões calculadas numa viga, por exemplo, não são influenciadas pelo modo como suas extremidades estão apoiadas, à medida que as forças suportadas e os momentos são estaticamente equivalentes [37-39]. Uma distância denominada 'suficientemente longa' da região de aplicação de carga para uma viga seria entendida, de acordo com este princípio, como 'duas vezes a largura da mesma' [37].

cargas mecânicas, por sua vez, dependerão da natureza dos esforços mastigatórios, sejam estes funcionais ou para-funcionais, como já citados em item anterior [7].

2.2.3 Propriedades do material restaurador utilizado

Os materiais restauradores podem variar de comportamento no meio bucal em função de suas propriedades mecânicas como: módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e coeficiente de expansão térmico-linear (CETL). A magnitude da tensão provocada pela contração de polimerização, por exemplo, pode ser reduzida pela aplicação de um material de baixa rigidez entre a restauração e as paredes da cavidade para aumentar a complacência do substrato. Outro benefício deste procedimento é que a distribuição de tensão é mais uniforme ao longo de uma camada de baixo módulo [36]. No entanto, uma redução no valor do módulo de elasticidade do compósito poderia levar a baixa dureza e baixa resistência ao desgaste, o que comprometeria a longevidade da restauração.

Durante o processo de polimerização, nem toda contração é convertida em tensão de contração, pois o polímero se rearranja e 'alivia' a tensão [1]. A tensão de contração aumenta com a rigidez do compósito. A princípio, mantendo fixa a contração, quanto mais rígido é o compósito utilizado na restauração, maior é a deformação dental gerada (e, obviamente, maior a tensão na interface), o que pode eventualmente resultar em pobre adaptação marginal, dor pós-operatória ou fratura dental. Entretanto, poderia se esperar uma menor deformação dental gerada por cargas oclusais, quando estas são aplicadas diretamente sobre o compósito [11].

Outras situações de menor deformação dental são encontradas em dentes rígidos, nos casos de restaurações em cavidades Classe I ou V, nas quais uma resina de baixo módulo poderia ser aconselhável no caso de restaurações conservadoras ou como camadas intermediárias (combinação de materiais) para evitar a ocorrência de falhas prematuras [19]. A combinação de materiais é justificada na literatura como uma alternativa de se utilizar um compósito com maior módulo e maior tensão de contração na parte superior da restauração para oferecer resistência à mesma, enquanto que o compósito de baixo módulo, utilizado na base, seria utilizado para aliviar a tensão que é dissipada na estrutura da dentina. Alguns autores afirmam que uma maneira apropriada de limitar a intensidade de tensão transmitida para o remanescente dental é o emprego de uma camada de adesivo substancialmente espessa, capaz de absorver parcialmente as deformações do compósito dental. Para tanto, "uma camada fina de um adesivo mais flexível (de baixo módulo de elasticidade) exibe a mesma rigidez que uma camada espessa de um adesivo menos flexível (com alto módulo de elasticidade)" [19].

Alguns autores avaliaram a hipótese de que as tensões acumuladas nas margens das restaurações diminuiriam com o aumento do módulo de elasticidade do material restaurador. Sugeriu-se que restaurações oclusais de resina composta deveriam ter um alto módulo de elasticidade no intuito de reduzir o risco de deterioração marginal, já que a tensão máxima foi encontrada no esmalte, localizada nas margens oclusais, na dentina e na parte central da cavidade pulpar [30].

Comparado ao módulo de elasticidade, o coeficiente de Poisson não é considerado como uma propriedade de fácil determinação [16], pois muitas vezes se torna impraticável medir a deformação lateral dos espécimes. Se um espécime é submetido a um teste de tração ou compressão no eixo axial, deformações laterais

aparecerão: contração, caso o carregamento seja de tração e expansão, caso este seja de compressão. Esse fenômeno é conhecido como 'deformação de Poisson' e a co-variação das dimensões laterais e axiais é expressa pelo coeficiente de Poisson (v), que é uma constante do material expressa pela razão da deformação lateral (Y) e a axial (X). Em grau de uniformidade, espera-se que a resposta seja similar em todas as direções perpendiculares ao longo eixo e, em particular, que as deformações em Y e em X sejam iguais.

Em compósitos odontológicos, durante a fase inicial do processo de polimerização, o coeficiente de Poisson foi descrito como sendo próximo de 0.5, que é um valor representativo de um comportamento fluido. Na fase final, este varia de 0.2 a 0.4 de acordo com a diminuição gradual da visco-elasticidade [27]. Se o material restaurador tiver uma alta taxa de contração volumétrica e um elevado módulo de elasticidade, haverá maior presença de tensões de tração na interface da restauração, o que leva a um maior risco de falha por descolamento se o coeficiente de Poisson também for alto [28]. No entanto, o coeficiente de Poisson parece ter maior influência na magnitude das tensões na interface de restaurações com módulos de elasticidade relativamente baixos. Em restaurações de Classe I e Classe II OM, é sugerido o uso de materiais restauradores com baixo módulo de elasticidade e baixo coeficiente de Poisson [28], o que não seria tão correto para as outras configurações de cavidade, o que poderia levar a alta concentração de tensão devido à significante redução de rigidez do dente restaurado [11].

O coeficiente de expansão térmico-linear (CETL) é outro fator que poderia afetar a magnitude das tensões na interface de restaurações realizadas com compósitos. O CETL dos polímeros em geral é muito alto (70 MK^{-1}) quando comparado ao do esmalte (11 MK^{-1}) e ao da dentina (8 MK^{-1}) [44]. Conseqüentemente,

mesmo que sejam discretas as mudanças de temperatura que rotineiramente ocorrem na cavidade oral, as alterações dimensionais percebidas nas restaurações são relativamente pronunciadas. Este fato não seria tão prejudicial se estas alterações fossem reversíveis. Um estudo demonstrou que a distribuição de tensões dentro de um molar restaurado com compósito, associado a baixas temperaturas, foram responsáveis pelo aparecimento de tensões de tração encontradas na margem lingual e no ângulo cavo-superficial. No caso do dente hígido, a tensão máxima de tração foi a maior encontrada e ocorreu dentro da dentina ao longo da parede pulpar [45].

Em síntese, diferentes propriedades seriam benéficas para restaurações de diferentes tamanhos e configurações de cavidade para a redução do risco de falhas prematuras. O estudo destas é de muita relevância, uma vez que pequenas mudanças nestas propriedades podem ser decisivas para a longevidade das restaurações.

2.2.4 Complacência do substrato (dente)

Em tensilômetros, a complacência do sistema, inverso da rigidez, é definida como a facilidade de aproximação das paredes (expressa em µm/N), ou seja, o alongamento do substrato em função da força desenvolvida pela contração do compósito apenas em seu longo eixo. O estado triaxial de tensões é completamente ignorado. Nestas condições, quanto maior for a complacência do sistema, espera-se menor tensão de contração. Espécimes com dimensões idênticas podem apresentar

diferentes valores de tensão se testados sob diferentes condições de complacência. Quando se considera a complacência de cavidades, se faz uma analogia: na realidade, a complacência de uma cavidade não pode ser expressa por um único número, já que as diferentes paredes apresentarão diferentes aproximações relativas. No caso dos tensilômetros, a complacência estimada é apenas a longitudinal. No caso das cavidades, as deformações ocorrem em várias direções, o que dificulta ainda mais sua determinação.

De fato, nenhum autor até o momento, mediu a complacência de cavidades, pois não existiu um método que a calculasse; mas, provavelmente, a aproximação das cúspides associadas às paredes poderia ser utilizada como um parâmetro indicativo da complacência dental e como indicador da tensão de contração na interface dente/compósito (somente em dentes com mesma complacência) [2, 6, 46-49]. No entanto, se sabe que a complacência depende da quantidade, geometria e módulo de elasticidade do substrato. No caso do dente, que possui geometria muito complexa, fica extremamente difícil isolar a complacência como variável em testes experimentais e, por este motivo, a extrapolação dos resultados de estudos feitos com tensilômetro para a realidade clínica deve ser feita com extremo cuidado, já que nestes testes, a porção dos bastões entre os pontos da fixação e o sensor ainda podem apresentar alguma deformação [22, 29].

A importância de se entender o conceito de “complacência do substrato” fica mais evidente quando se verifica que as tensões geradas pela contração do compósito aderido a uma cavidade dependem não apenas do seu Fator-C, mas também da oposição da estrutura das paredes remanescentes a serem aproximadas. Esta facilidade de aproximação das paredes é que seria correspondente à complacência do sistema, cuja importância já é estabelecida nos

testes de contração de polimerização que utilizam tensilômetros. Alguns autores realizaram estudos em dentes com preparos tipo MOD e verificaram que o deslocamento da restauração ocorre fisicamente, seguido também de deformação do compósito e das estruturas dentais. O maior deslocamento da restauração ocorre na superfície oclusal e o menor na parede gengival [50].

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi verificar as seguintes hipóteses:

a) tensões provocadas pela contração na interface de cavidades com paredes não paralelas também aumentam em função do aumento do Fator-C;

b) a complacência de pequenas regiões localizadas pode ser obtida aplicando o método de elementos finitos

c) no caso da rejeição da hipótese 'a)' seria possível encontrar um fator que permitisse predizer os picos de tensão, pois ela aumentaria com o aumento da dimensão do compósito e diminuiria com o aumento da complacência de regiões do substrato, calculada por MEF;

Para tanto, estudou-se pelo MEF, o estado de tensões e deformações na interface de cavidades Classe I estilizadas restauradas com compósito aderido, submetidas à contração. Foi mantido constante o volume e a espessura da parede da cavidade, para diferentes valores de Fator-C. Além disso, foi também desenhado um modelo para validar a possibilidade de o cálculo analítico da complacência de um bastão coincidir com o cálculo, por MEF, da complacência de regiões localizadas sujeitas a carregamentos específicos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelos de cavidade

Modelos tridimensionais estilizados de cavidades Classe I foram obtidos pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). Para pré e pós-processamentos, foi utilizado o programa MSC.PATRAN, e para processamento o MSC.Marc. As análises realizadas foram não-lineares, elásticas e estruturais, com tolerância global ajustada ("based on model") em 0,001.

Foram representados nos modelos apenas ¼ da cavidade Classe I, com diferentes geometrias e valores de Fator-C (Figura 4.1 e Tabela 4.1), e volume constante[c] (20 mm^3). As paredes foram sempre de 2 mm de espessura a fim de manter a complacência o mais constante possível.

Os elementos 3D que constituíram a malha do modelo, com oito nós (Hex8), foram obtidos pela extrusão uniforme de elementos 2D com quatro nós (Quad4) no eixo Z da coordenada global. O comprimento resultante das arestas dos elementos foi de aproximadamente 0,15 mm.

[c] O volume foi fixado visando eliminar uma eventual fonte de variabilidade, já que foi apontado que, em sistemas de baixa complacência, a tensão não dependeria do Fator-C, mas do volume de compósito.

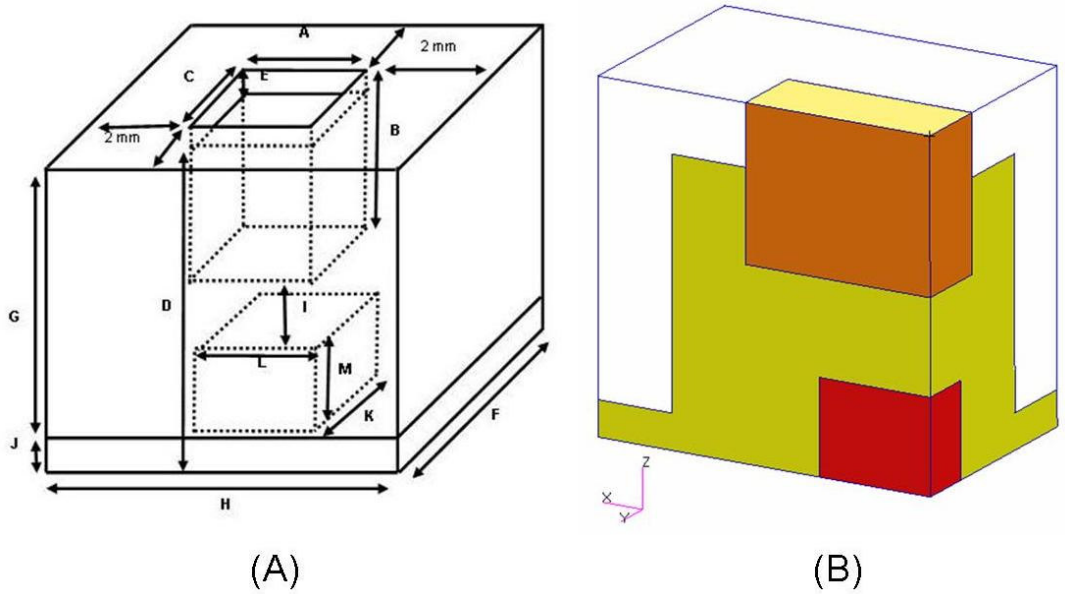


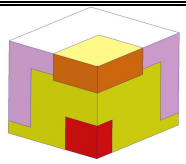
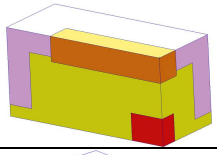
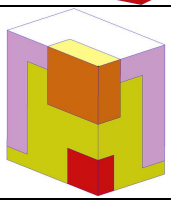
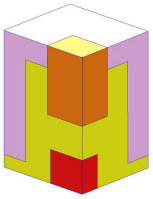
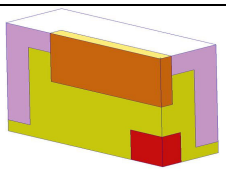
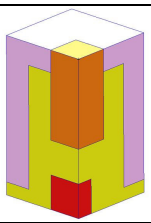
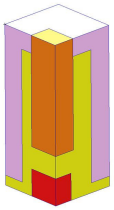
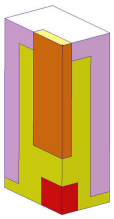
Figura 4.1 – Cavidade de Classe I estilizada. (A) As letras indicam as dimensões especificadas na Tabela 4.1. (B) Foi possível simular apenas um quarto do total aproveitando dois planos de simetria

Tabela 4.1 – Valores de Fator-C e dimensões (mm) dos modelos estilizados, correspondentes à Figura 4.1

DIMENSÕES (mm)													Fator-C
A*(x)	B*(z)	C*(y)	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	
5	2	2	3,65	0,8	6	4	9	1	0,45	1,43	3,34	1,22	3,8
2	5	2	6,65	0,8	6	7	6	1	0,45	1,43	3,34	1,22	11,0
3,2	2,5	2,5	4,15	0,8	6,5	4,5	7,2	1	0,45	1,43	3,34	1,22	4,6
2,5	3,2	2,5	4,85	0,8	6,5	5,2	6,5	1	0,45	1,43	3,34	1,22	6,1
10	1	2	2,65	0,8	6	3	14	1	0,45	1,43	3,34	1,22	2,2
10	2	1	3,65	0,8	5	4	14	1	0,45	1,43	3,34	1,22	5,4
4	5	1	3,65	0,8	5	4	8	1	0,45	1,43	3,34	1,22	13,5
4	1	5	2,65	0,8	9	3	8	1	0,45	1,43	3,34	1,22	1,9

* esta dimensão está associada ao eixo correspondente do modelo de elementos finitos.

Tabela 4.2 – Seqüência dos modelos simulados com valores de Fator-C e dimensões da cavidade nas direções x, y e z

Fator-C	**Modelos**	**x** **y** **z**
1,9		4 5 1
2,2		10 2 1
3,8		5 2 2
4,6		3,2 2,5 2,5
5,4		10 1 2
6,1		2,5 2,5 3,2
11,0		2 2 5
13,5		4 1 5

Algumas das dimensões da Figura 4.1 não têm correlação evidente com casos clínicos, mas foram escolhidas para permitir o traçado de curvas que indiquem a variação da tensão em função do Fator-C.

4.1.1 Condições de contorno

As condições de contorno, representadas na Figura 4.2, são descritas a seguir:

a) Deslocamento

Para todos os modelos de cavidade, foram fixados os nós correspondentes aos planos de simetria (plano YZ- fixado em X e plano XZ- fixado em Y) e todos os nós da base nas direções X, Y e Z. Esta condição estaria de acordo também com alguns estudos da literatura [12, 27, 51, 52].

b) Contração de polimerização

A simulação da contração de polimerização da resina foi realizada por analogia térmica. O coeficiente de expansão térmico-linear do compósito foi de $3{,}33 \times 10^{-3}$ ºC^{-1}, associado a uma redução de temperatura de 1°C para produzir uma contração volumétrica de 1%. A contração escolhida (1%) é das mais baixas encontradas na literatura (mesmo não tendo considerado o período gel da contração), mas as paredes cavitárias simuladas eram bastante finas, de apenas dois milímetros de espessura, o que seria um fator que tende a minimizar a tensão por facilitar a sua deformação.

c) Contato

Foi criado um contato tipo “glue” entre os nós da interface dente-restauração para as configurações em estudo. Esta condição estabelece a adesão perfeita entre os nós dos dois corpos de contato (dente-restauração) na região de interface.

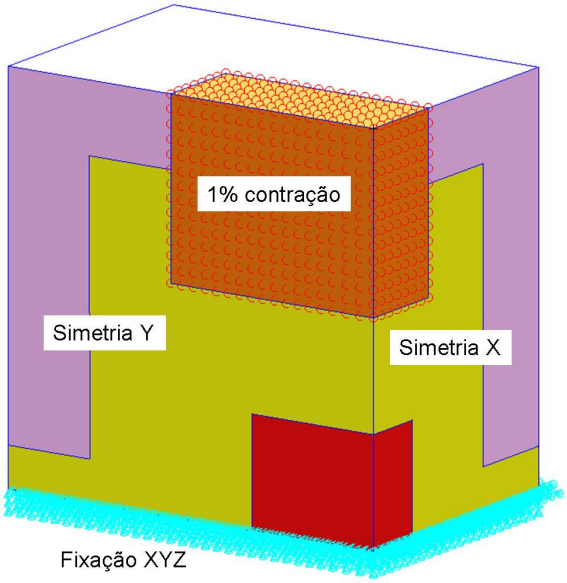


Figura 4.2 – Condições de contorno dos modelos de cavidade Classe I

4.1.2 Propriedades dos materiais

A **Tabela 4.3** apresenta os valores das propriedades elásticas dos materiais utilizados. A camada de adesivo não foi representada em nenhuma das configurações estudadas. Em vista disto, optou-se pela simulação com um compósito de módulo alto (já que este tornaria mais evidentes as diferenças de

tensão motivadas pela contração) e não representar o adesivo, que traria muita dificuldade de desenho e custo computacional. Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares, elásticos e isotrópicos [4].

Tabela 4.3— Propriedades elásticas dos materiais

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Esmalte *	80,0	0,30	Rees e Jacobsen (1995)[53]
Dentina	15,0	0,31	Ausiello, Apicella e Davidson (2002)[19]
Polpa *	0,002	0,45	Barink et al. (2003) [12]
Compósito	21,0	0,24	Dejak e Mlotkowiski (2008)[54]

* materiais e propriedades considerados apenas para os modelos de cavidades estilizadas

4.1.3 Análise dos resultados

Foram registradas graficamente as tensões de Von Mises (VM), máxima principal (MP) e máxima de cisalhamento (MC), geradas nas diferentes paredes, em função do Fator-C. Para cada tipo de tensão e cada parede, foi considerada a média dos 11 nós com máximos valores, o que representa os nós de uma área de aproximadamente 1 mm^2. O mesmo foi realizado para os eixos X, Y e Z separadamente, uma vez que não se sabe a que parede os nós dos eixos pertenceriam. O esquema representado na **Tabela 4.2** foi utilizado para facilitar a visualização dos locais e possibilitar a explicação dos motivos para os valores

obtidos. As paredes cavitárias foram denominadas de acordo com os planos que as definiam: parede_YZ (plano YZ), parede_XZ (plano XZ) e parede_pulpar (plano XY).

Foram também verificadas as deformações (máxima principal) nos modelos com resina e os picos de tensão (máxima principal) na região de esmalte.

4.2 Modelo para avaliação de complacência[d]

Foi representado um modelo em forma de 'palito' com 1 mm de altura de dentina, seção transversal quadrada de 1 mm^2 (Figura 4.3), e complacência conhecida (1mm/1 mm^2x15 GPa = 0,0666 µm/N) com a utilização dos mesmos programas do modelo anteriormente descrito. Os elementos 3D, com oito nós

[d] Quando o compósito aderido contrai, gera tensão:

- Maior, quanto maior a força de contração que, por sua vez, depende:
  - do módulo de elasticidade,
  - do total de contração que, por sua vez, depende
    - da porcentagem de contração,
    - do volume total ou comprimento inicial do compósito.
- Maior, quanto maior a restrição imposta pelo substrato (menor complacência).

Parece importante encontrar um modo de medir a complacência do substrato, pois é fundamental para poder predizer a tensão gerada num caso concreto. E, como a complacência (assim como a tensão) não é uniforme em toda a cavidade, é importante a complacência da região sujeita aos picos de tensão.

A complacência é calculada analiticamente para um bastão pela fórmula $C = l_0 / A \times E$. Este valor de C é uma aproximação, já que:

- Não leva em conta a existência do coeficiente de Poisson;
- Não leva em consideração a dificuldade adicional de deformação do conteúdo da cavidade (que deforma solidariamente com a parede à qual está unida);
- Considera exclusivamente o carregamento no sentido longitudinal, o que não representa a realidade do compósito que contrai isotropicamente, em que ocorrem também solicitações em outras direções, conforme a localização.

Todos estes inconvenientes podem ser eliminados com o uso do Método de Elementos Finitos (MEF). Foi desenhado um modelo para validar esta possibilidade: se o cálculo analítico da complacência de um bastão coincidir com o cálculo proposto, será possível obter por MEF a complacência de regiões localizadas sujeitas a carregamentos específicos.

(Hex8), assim como para os modelos em cavidades, foram obtidos pela extrusão uniforme de elementos 2D com quatro nós (Quad4) no eixo Z da coordenada global. O comprimento resultante das arestas dos elementos foi de aproximadamente 0,15 mm.

4.2.1 Condições de contorno

As condições de contorno, representadas na Figura 4.3, são descritas a seguir:

a) Deslocamento

Foram fixados os nós correspondentes ao topo e à base do ‘palito’ na direção Z. Um dos nós que formam o ângulo triedro na base e no topo foi fixado nas direções X, Y e Z (indicados pelas setas vermelhas).

b) Contração de polimerização

A simulação da contração de polimerização da resina foi a mesma realizada para os modelos de cavidade.

c) Contato

Foi criado um contato tipo “glue” entre os nós da interface dentina-restauração.

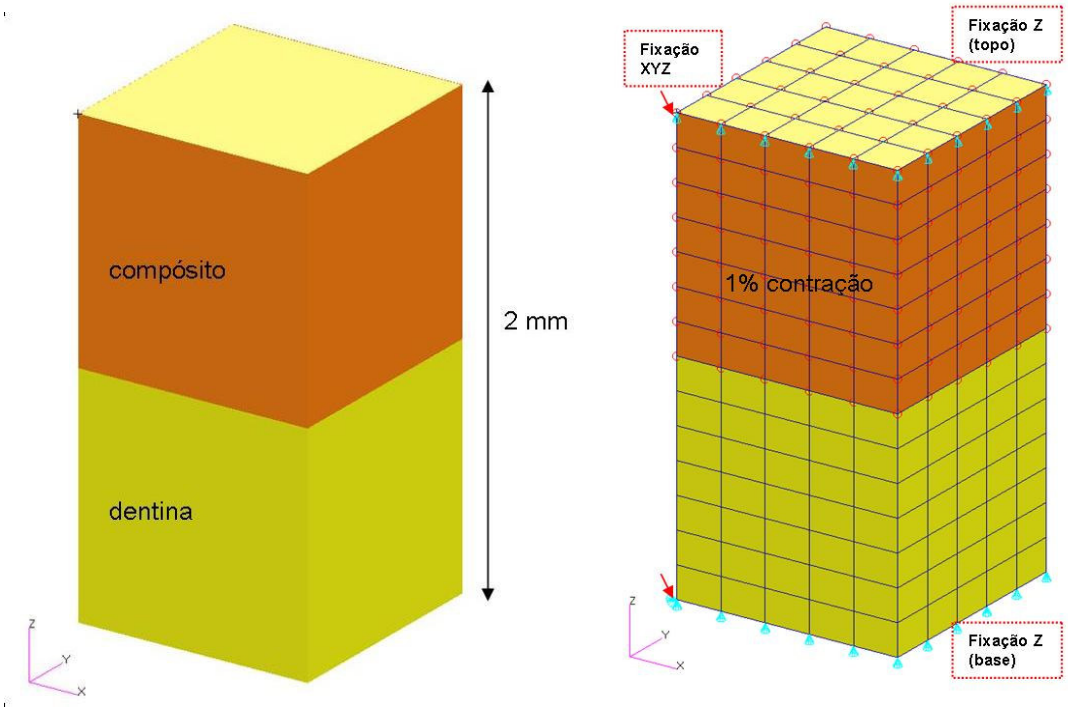


Figura 4.3 – Modelo para avaliação de complacência: geometria e condições de contorno

4.2.2 Propriedades dos materiais

Os valores das propriedades elásticas dos materiais utilizados para o modelo de complacência, constituído por dentina e compósito, foram os mesmos encontrados na **Tabela 4.3**. A camada de adesivo também não foi representada.

4.2.3 Análise dos resultados

Foram registrados, para os nós da interface, os valores de deslocamento no eixo Z e a magnitude do deslocamento, assim como os valores de força normal de contato. Para os nós fixados, a força de reação nodal (na direção Z e a magnitude). Foi calculada a média dos deslocamentos e a soma das reações nodais ou da força normal de contato. O valor de complacência obtido por MEF (dividindo a média dos deslocamentos em Z pela soma das normais de contato em Z) foi comparado com o analítico conhecido. Com isto, verificou-se a possibilidade de aplicação deste método de cálculo de complacência para o modelo de cavidade.

4.2.4 Conseqüências metodológicas

4.2.4.1 cálculo da complacência em regiões de cavidades

Uma vez confirmada a validade do método de cálculo de complacência por MEF (cf. os capítulos 5 RESULTADOS – página 57, abaixo – e 6 DISCUSSÃO – página 66, abaixo), foram calculadas, numa primeira etapa, as complacências de cada parede. Não foi possível, numa primeira tentativa, encontrar correlação com a tensão na parede mediada pela sua complacência. Posteriormente, ao notar que as maiores tensões nestes modelos ocorriam na região do ângulo triedro da superfície oclusal (aqui denominada “quina”) foi tentada uma nova correlação. Como a solução

pelo MEF permite encontrar valores de tensão e deformação regionalizados, pensamos calcular a complacência na região de maior tensão.

Além disto, especulou-se que existiria um conceito ampliado de complacência, no qual a mesma dependeria:

a) Da rigidez da parede da cavidade, que depende do seu E e seu formato;

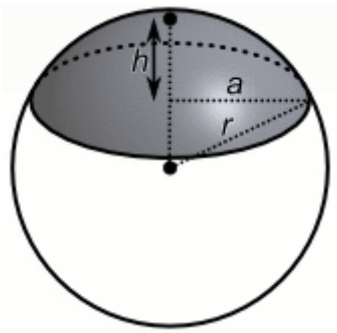
b) Da rigidez do material com que a cavidade é preenchida, que depende do E do compósito e do seu formato. O motivo de considerar esta rigidez é que a interface trabalha em conjunto: não é possível deformar a parede da cavidade sem deformar simultaneamente o conteúdo;

c) Do modo como a carga é aplicada, especialmente a direção e a região em que esta é aplicada. Como no caso em estudo a carga é uma conseqüência da contração, o modo mais preciso de representar o problema é simular a contração isotrópica do compósito.

Uma conseqüência desta especulação é que não interessaria mais a complacência da cavidade vazia para o estudo do nosso problema, mas a da cavidade preenchida por compósito. Além disso, estimar intuitivamente a complacência torna-se impraticável, pois seria necessário integrar um número muito grande de fatores influentes.

4.2.4.2 cálculo do volume útil de compósito

À vista dos resultados de deformação percebeu-se que as regiões de máxima deformação eram as mesmas para todos os modelos e que o comportamento encontrado estaria associado à intuição de que o ângulo triedro da superfície oclusal do compósito estaria sendo ‘forçado’ a um arredondamento, na tentativa de obter um formato esférico. Surgiu a hipótese de que nem todo o compósito da cavidade contribui para a tensão desenvolvida na quina, mas apenas o volume contido aproximadamente numa esfera circunscrita às dimensões da cavidade, tangente às paredes desta região. Quando a cavidade é proporcionalmente muito profunda, apenas a região mais próxima da quina contribui para o aumento de tensão, o que equivale a dizer que um máximo de três hemi-esferas poderiam influir na tensão desta região. Por este motivo, foi calculado o volume útil de compósito como o contido nestas hemi-esferas, com o máximo de três. Com isto, foram calculados os maiores volumes esféricos que poderiam estar inscritos em cada cavidade, no intuito de relacionar este fenômeno fisicamente percebido com os valores de tensão da quina. A fórmula para este cálculo encontra-se na Figura 4.4. A Tabela 4.4 apresenta os parâmetros utilizados para o cálculo do volume útil de compósito de cada cavidade.



$$V = \frac{\pi h\left(3a^2 + h^2\right)}{6}$$

onde:

V é o raio da esfera.

h é altura e

a é o raio da calota;

Figura 4.4 – Fórmula para o cálculo do volume de uma calota esférica (*Fonte: Wikipédia*[e])

Tabela 4.4 – Valores utilizados para o cálculo do volume útil de compósito (Fator-C; dimensões: X,Y e Z e calotas inseridas nas cavidades)

Fator-C	**x (mm)**	**y (mm)**	**z (mm)**	**h (mm)**	**Nº de calotas**	**Volume útil de compósito (mm^3)**
1,9	4	5	1	1	1	3,67
2,2	10	2	1	1	1	2,09
3,8	5	2	2	1	2	4,19
4,6	3,2	2,5	2,5	1,25	2	6,95
5,4	10	1	2	0,5	3	1,37
6,1	2,5	2,5	3,2	1,25	2	6,95
11,0	2	2	5	1	3	6,28
13,5	4	1	5	0,5	3	1,37

[e] Palavra-chave: “casquete esférico”; idioma de busca: Espanhol (http://es.wikipedia.org/wiki/Casquete_esf%C3%A9rico)

4.2.4.3 cálculo do fator preditor do pico de tensão

Foi considerado que quanto maior o volume útil de compósito, maior a tensão e quanto maior a complacência, menor a tensão. Assim, foi calculado o fator preditor do pico dividindo o volume útil de compósito pela complacência da quina (aqui denominado Fator-C_A). Por fim, foi calculada a correlação entre o pico de tensão e o Fator-C_A e aplicado o teste de Pearson para avaliar a significância da correlação.

4.3 Limitações dos modelos

Os modelos assim constituídos apresentaram algumas limitações: a estilização torna plausíveis as tensões encontradas na interface, mas não as encontradas longe da interface; os ângulos da cavidade e dos contornos são vivos e concentram tensão (motivo pelo qual foi analisada a média fornecida pelos 11 nós submetidos a maior tensão, e não apenas o máximo); a camada de adesivo não foi simulada, mas isto não deve interferir decisivamente no estudo das variações de tensão em função do Fator-C, como foi proposto; a rigidez escolhida para o compósito foi relativamente alta, mas é um dos valores possíveis e, teoricamente, tornaria mais evidentes as diferenças de tensão motivadas pela contração; a contração aplicada (exclusivamente elástica) não simula os aspectos plásticos da contração de polimerização (simularia mais propriamente contrações por mudanças de temperatura, também presentes na boca), mas há autores que admitem esta

simplificação[4, 13, 15] porque a fotoativação de compósitos parece permitir uma parcela desprezível de plasticidade.

5 RESULTADOS

5.1 Modelos de cavidades

O Gráfico 5.1 apresenta os valores de tensão de Von Mises, de tração e de cisalhamento para as paredes axiais (YZ e XZ) e pulpar e para os eixos X,Y e Z, para diferentes valores de Fator-C após terem sido submetidas à contração de 1%.A Tabela 5.1 apresenta os valores do coeficiente de correlação (**r**) e do coeficiente angular (**a**) obtidos da mesma equação da reta, além da significância (**α**) do valor **r**. Nota-se que em apenas dois casos foi encontrada correlação entre tensão e Fator-C, embora negativa (a tensão diminui com o aumento do Fator-C).

Na Figura 5.1 estão destacadas as deformações máximas principais (mm/mm) dos modelos de cavidade. As imagens correspondem à face oclusal dos modelos em ordem crescente de Fator-C. Os vetores indicam a direção da deformação e a escala de cores é a mesma para todos os casos. Não foram apresentados os oito modelos, mas apenas os seis com dimensões mais próximas da condição clínica, já que eles são suficientes para ilustrar a discussão.

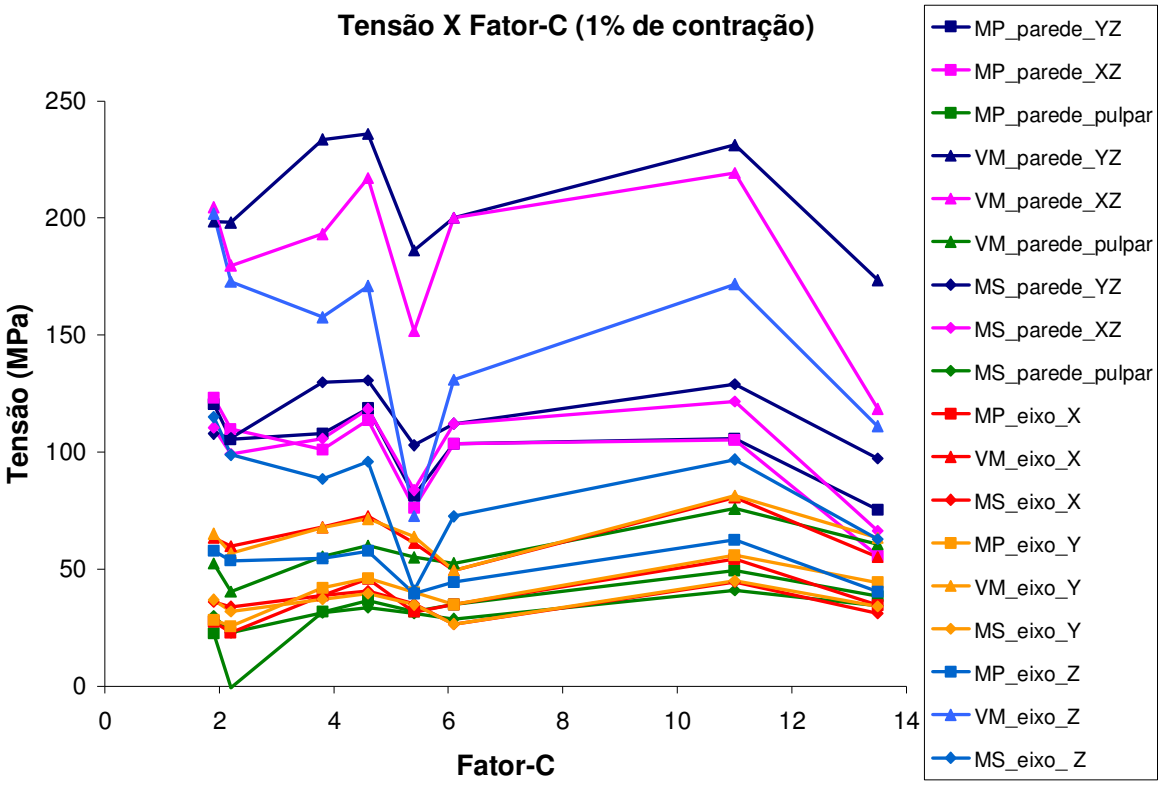


Gráfico 5.1 — Tensões (MPa) X Fator-C para contração de 1%

Tabela 5.1 – Valores de r, a e α para os modelos de cavidade para paredes ou eixos. O valor crítico α (5%) para contraste de r é de 0,72

Curva do Gráfico 1		**r**	**a**	**Significância**
Tipo de tensão	**Parede ou Eixo**			
MP	YZ	0,63	-2,46	--
	XZ	**0,76**	-3,35	**SIM**
	Pulpar	0,68	2,38	--
	X	0,51	1,23	--
	Y	0,70	1,69	--
	Z	**0,95**	-5,68	**SIM**
VM	YZ	0,07	-1,25	--
	XZ	0,55	-3,98	--
	Pulpar	0,71	1,50	--
	X	0,05	0,12	--
	Y	0,31	0,71	--
	Z	0,40	-4,04	--
MC	YZ	0,12	-0,40	--
	XZ	0,18	-2,15	--
	Pulpar	0,70	0,74	--
	X	0,01	0,01	--
	Y	0,22	0,30	--
	Z	0,40	-2,34	--

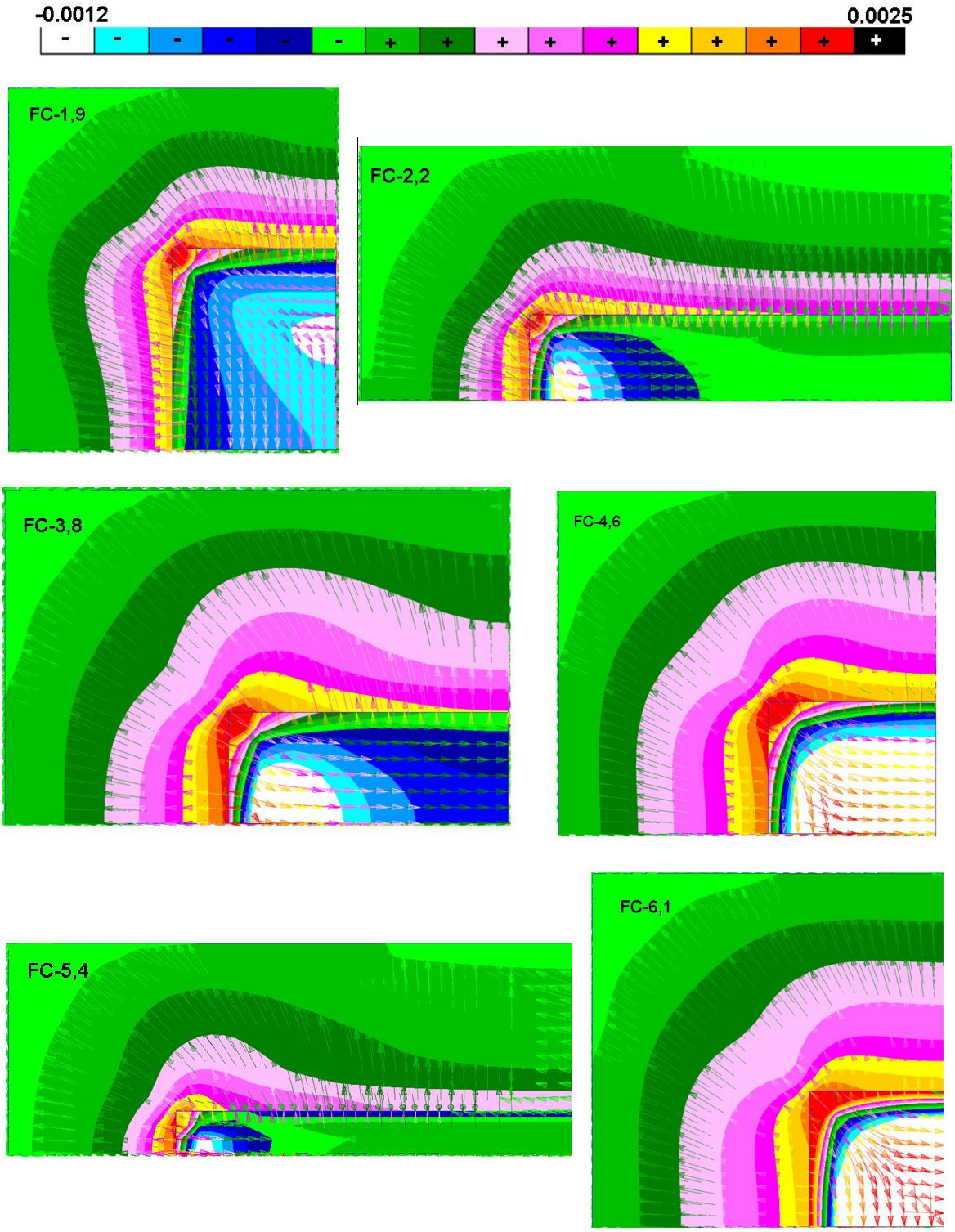


Figura 5.1 – Deformações máximas principais (mm/mm). Os vetores indicam a direção da deformação. A escala é a mesma para todos os casos

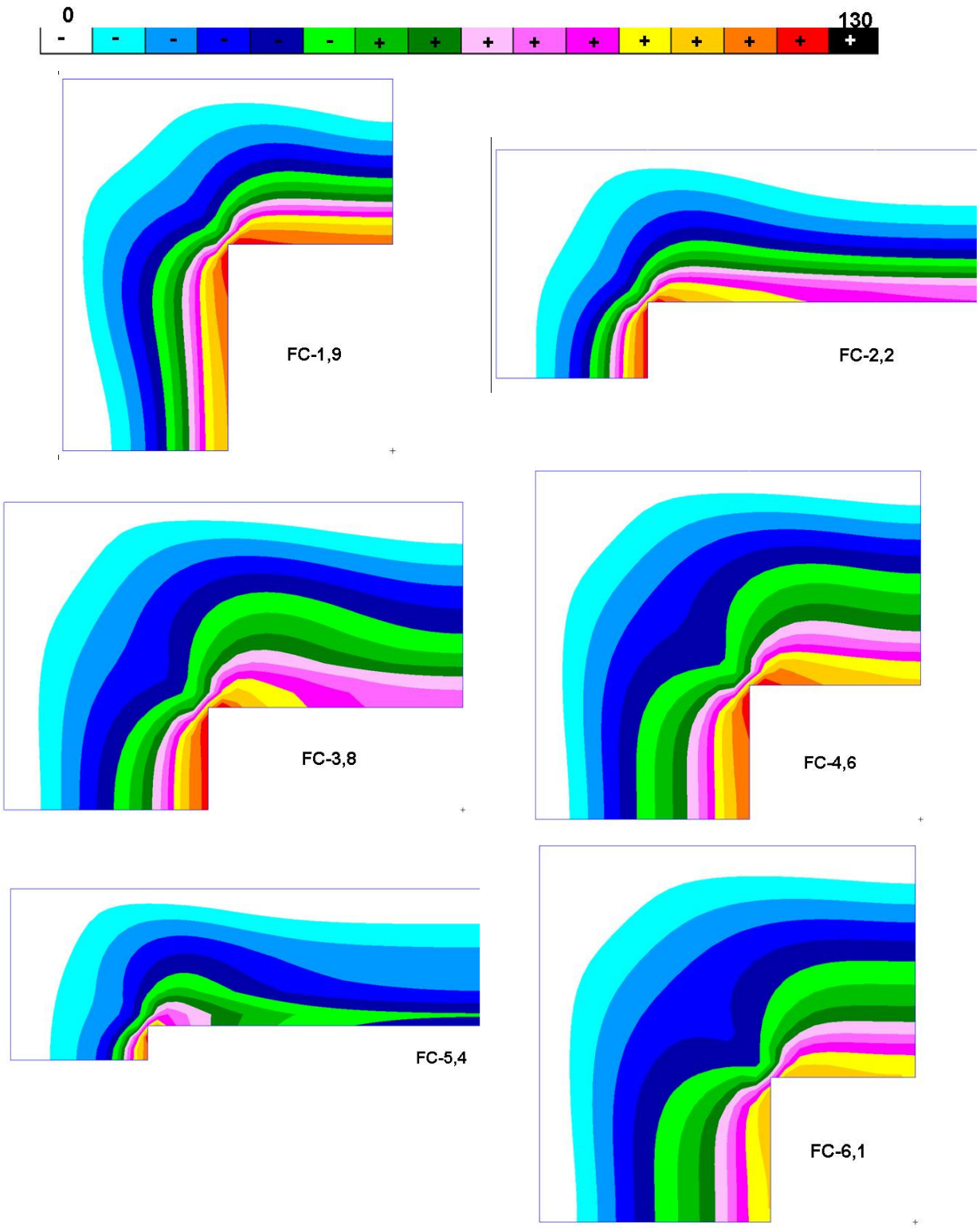


Figura 5.2 – Picos de tensão máxima principal (MPa) da região oclusal dos modelos de cavidade. A escala é a mesma para todos os casos

Na Figura 5.2 estão destacados os picos de tensão máxima principal (MPa) da região oclusal dos modelos de cavidade. A escala de cores é a mesma para todos os casos. As imagens,assim como na figura anterior, correspondem à face oclusal dos modelos em ordem crescente de Fator-C. Assim como para a condição anterior, não foram apresentados os oito modelos.

5.2 Modelo para avaliação de complacência

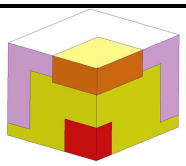
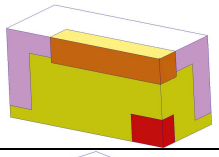
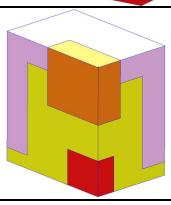
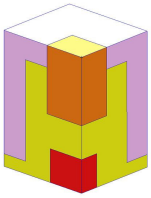
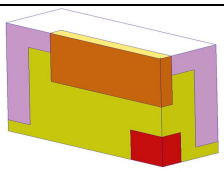
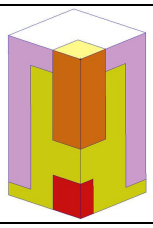
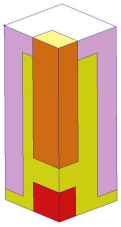
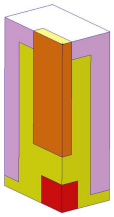
5.2.1 Cálculo da complacência do ‘palito’

A complacência calculada por MEF foi de 0,0652 µm/N. Este valor encontra-se bem próximo ao valor da complacência analítica (0,0666 µm/N).

5.2.2 Cálculo da complacência de cavidades

Na Tabela 5.2 estão representados os valores de complacência das cavidades, calculados na região de maior deformação do compósito.

Tabela 5.2 – Complacências das cavidades

Fator-C	Modelos	x y z	Complacência
1,9		4 5 1	0,271
2,2		10 2 1	0,204
3,8		5 2 2	0,378
4,6		3,2 2,5 2,5	0,470
5,4		10 1 2	0,244
6,1		2,5 2,5 3,2	0,863
11,0		2 2 5	0,475
13,5		4 1 5	0,316

5.2.3 Correlação entre tensão e Fator-C_A

No Gráfico 5.2 estão destacados os valores de Von Mises, tensão máxima principal e tensão máxima de cisalhamento (MPa) da região da quina para todos os modelos de cavidade em função do novo Fator- C_A. Os valores das mesmas tensões em função do Fator-C estão podem ser visualizados no Gráfico 5.3. A Tabela 5.3 apresenta os valores do coeficiente de correlação (**r**) e do coeficiente angular (**a**) obtidos da mesma equação da reta, além da significância (**α**) do valor **r**. Nota-se que para o Fator- C_A, houve significância do valor de **r** para os três tipos de tensão investigados.

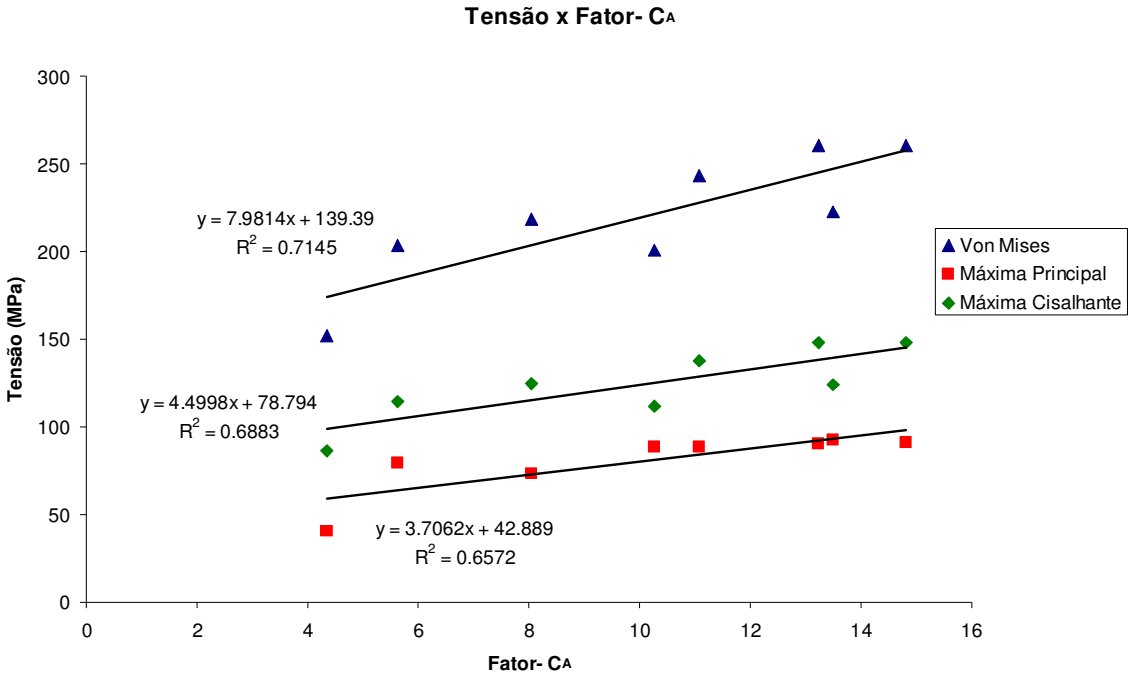


Gráfico 5.2 — Tensões (MPa) X Fator- C_A[f]

[f] No Apêndice, em (a) encontra-se o gráfico Tensão x Fator-C_A sem os valores mais altos de Fator-C.

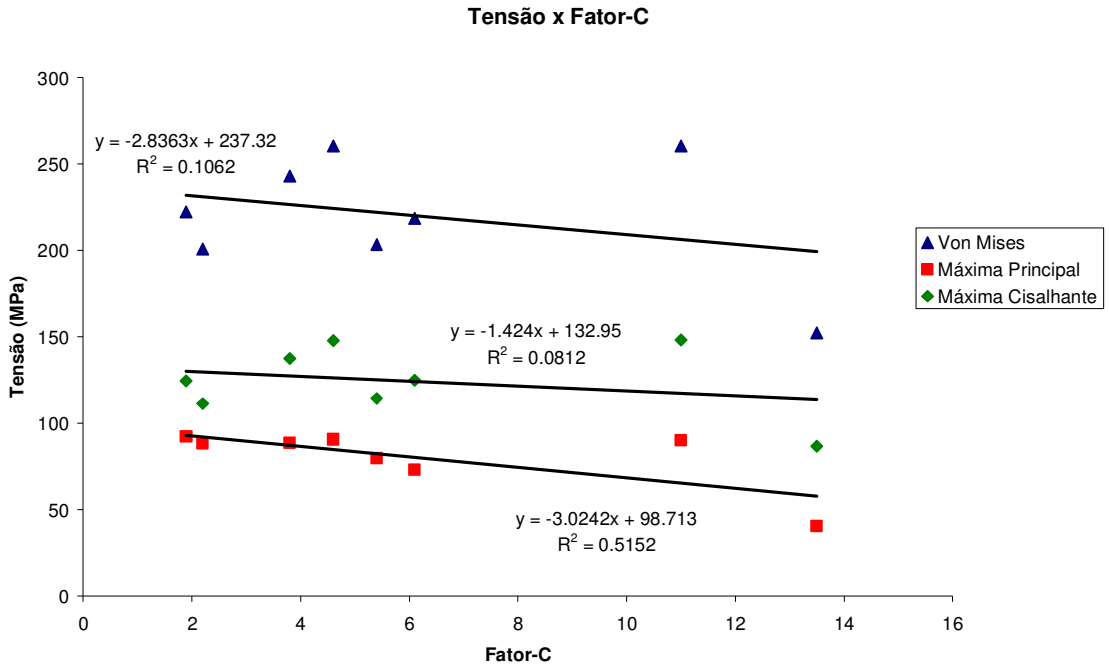


Gráfico 5.3 — Tensões (MPa) X Fator-C[g]

Tabela 5.3 — Valores de r, a e α para os modelos de cavidade para a região da quina. O valor crítico α (5%) para contraste de r é de 0,72

Índices	Tipo de tensão	r	a	Significância
Fator-C_A	VM	**0,84**	7,99	**SIM**
	MP	**0,81**	3,70	**SIM**
	MC	**0,83**	4,49	**SIM**
Fator-C	VM	0,33	-2,84	--
	MP	**0,72**	-3,02	**SIM**
	MC	0,28	-1,42	--

[g] No Apêndice, em (b) encontra-se o gráfico Tensão x Fator-C sem os valores mais altos de Fator-C

6 DISCUSSÃO

A hipótese de que as tensões provocadas pela contração na interface de cavidades com paredes não paralelas também aumentam em função do aumento do Fator-C foi rejeitada. A Tabela 5.1 destaca as correlações não significantes e, em quase todos os casos, valores de **a** negativos. Destacam-se os valores de correlação para a tensão máxima principal na parede XZ (a maior parede, exceto para Fator-C 1,9) e no eixo Z, nos quais houve significância ao nível de 5%, porém negativa. Isto quer dizer que: quanto maior o Fator-C, menor o pico de tensão, o que se contrapõe à teoria clássica do Fator-C, proposta em 1987, de que quanto maior o Fator-C, maior a tensão [8]. Pode se especular a respeito de possíveis explicações:

a) A relação entre o Fator-C e tensão foi estabelecida em tensilômetros. Neles, existem apenas duas paredes opostas unidas ao substrato. Nas cavidades classe I, as paredes unidas ao substrato formam um cubo 'sem tampa', o que poderia provocar uma interação bem diferente entre elas, modificando sensivelmente as tensões desenvolvidas. Ou seja, a validade do Fator-C para geometrias diferentes de um cilindro restringido apenas nos extremos circulares ainda precisaria ser estabelecida.

b) A relação entre Fator-C e tensão foi contestada repetidas vezes para casos de 'complacência elevada'. Nesses casos a tensão estaria correlacionada com o volume do compósito. De fato, o valor de complacência das regiões mais rígidas da cavidade é da ordem de 100 a 1000 vezes maior que a dos tensilômetros rígidos. Ou seja: a validade do Fator-C para predizer a tensão em cavidades, ainda precisa ser

estabelecida. É preciso considerar que as cavidades, quando tensionadas pelo compósito, apresentam uma deformabilidade muito maior que um bastão que esteja sendo puxado numa direção alinhada com seu ponto de fixação. Para entender melhor este aspecto, foi verificada a evolução da complacência (ΔL) de um bastão de dimensões 4 x 2 mm de seção transversal por l_0 de comprimento (Gráfico 6.1). O valor médio de complacência das quinas das cavidades deste estudo é 0,403 µm/N, enquanto que um tensilômetro de baixa complacência apresenta 0,9 x 10^{-3} µm/N [55] e um de alta 0,15 µm/N [56], que é um valor comparável com a complacência das paredes estilizadas (média das paredes pulpares: 0,08; paredes XZ: 0,03 e paredes YZ: 0,04 µm/N).

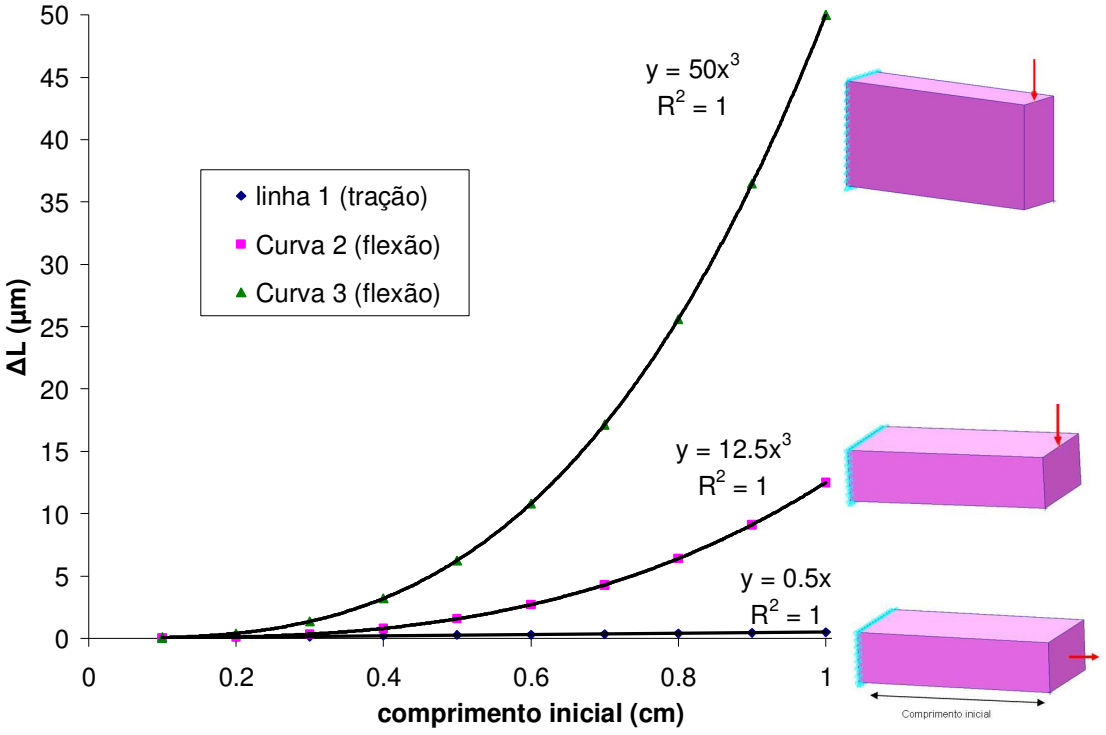


Gráfico 6.1 — Extensão e flexão em função do comprimento da barra (seção transversal 0,4 x 0,2 cm; E=10^6 kgf/cm^2), submetida à carga de 4kgf, em regime elástico. Linha 1: ensaio de tração; Curvas 2 e 3: ensaio de flexão com barra engastada (altura 0,4 mm e altura 0,2 mm, respectivamente)

c) Em cavidades com cinco paredes, apenas uma parte do volume de

compósito (o volume foi constante para todos os modelos) parece ter contribuído para o pico de tensão que ocorre na região da quina, pois a tensão correlacionou com o 'volume útil de compósito'.

Parece claro que em cavidades estilizadas, o Fator-C não é um bom preditor das tensões por contração. Como num dente restaurado a geometria é mais complexa e tem ainda a particularidade de apresentar um volume fixo (que, na prática, obriga a variar simultaneamente o Fator-C, o volume e a complacência do substrato), não parece razoável que se espere encontrar alguma relação entre Fator-C e tensão.

A hipótese de que a complacência de pequenas regiões localizadas pode ser obtida aplicando o método de elementos finitos foi confirmada. A pequena diferença de complacências obtidas é atribuída ao modelo constitutivo utilizado, que considera o coeficiente de Poisson, não incluído no cálculo analítico. Os valores obtidos pelo MEF confirmam a validade do método de cálculo de complacência de estruturas complexas. A deformabilidade da interface da parede de dentina parece receber influências inesperadas pelo fato de se deformar em conjunto com o compósito (cf. nota de rodapé d, na página 48, acima). Assim, a complacência calculada pelo MEF para o modelo de interface de 'palito' é de 0,0541 µm/N para E do compósito igual a 8 GPa e 0,0887 µm/N para E do compósito igual a 1GPa.

A rejeição da hipótese 'a)' levou a testar e confirmar a terceira hipótese de que seria possível encontrar um fator que permitisse predizer os picos de tensão. É razoável considerar que quanto maior o volume útil de compósito, maior a tensão e quanto maior a complacência, menor a tensão. O fator preditor dos picos de tensão, obtido pela divisão do volume útil de compósito pela complacência da quina (Fator-C_A), correlacionou significantemente com as três tensões obtidas na quina

(Von Mises, Máxima Principal e Máxima Cisalhante). É interessante notar que o conceito do Fator-C_A é composto de dois conceitos completamente novos: o primeiro é que a complacência que rege o pico de tensão não é a complacência do substrato, considerada isoladamente, mas a complacência da interface que considera substrato e aderente. O conceito de complacência é ainda enriquecido com a percepção de que é necessário levar em consideração o modo específico em que o compósito aplica a carga sobre a interface. Por último, que a geometria da cavidade determina quais as regiões de compósito capazes de influir sobre determinadas regiões para provocar tensão. Foi possível encontrar uma regra para determinar o volume útil de compósito, mais poderia acontecer que existisse um parâmetro mais simples que permitisse classificar as cavidades. Este critério poderia ajudar a determinar o modo mais conveniente de preencher uma cavidade com compósito para atenuar os picos de tensão, pois até agora são seguidos três critérios para o preenchimento: minimizar o Fator-C, facilitar que todo o compósito seja completamente ativado pela luz e valorizar os resultados estéticos.

Quando os compósitos foram introduzidos, Bowen previu que este tipo de restauração afetaria os resultados dos níveis de tensão. Ele previu que cavidades com uma grande superfície livre em proporção com as paredes aderidas desenvolveriam tensões de menor magnitude [33]. Foram outros autores os que idealizaram o Fator-C [8] e encontraram correlação entre ele e a tensão. No entanto, a extrapolação do Fator-C como indicativo para previsão das tensões de contração nem sempre é comprovada, como revelam alguns autores [3, 57]. O que tem sido recentemente sugerido é que a tensão de contração não pode ser expressa dentro de um único índice baseado nas propriedades do compósito ou na configuração da restauração isoladamente, mas tem que ser abordada como uma perturbação não

distribuída uniformemente e que depende da localização e das propriedades, da geometria e da fixação do dente e da restauração. Eles também apontam que não existe um valor que expresse a deformação para cada tipo de restauração e que, a variabilidade natural dos dentes, unida à individualidade de cada restauração, certamente complicam a interpretação das conseqüências de um determinado valor de Fator-C [3, 4, 58].

O presente estudo evidencia a complexidade do problema a que se referem esses autores. Em primeiro lugar, os picos de tensão gerados pela contração do compósito nas diferentes paredes das cavidades simuladas neste estudo não variaram em função do Fator-C como pode ser visualizado no Gráfico 5.1 e na Tabela 5.1. Ainda, cada parede apresenta comportamentos particulares: a pulpar (que não apresenta parede oposta) foi a que apresentou os menores valores de tensão em cada cavidade. A tensão máxima principal e máxima de cisalhamento foram muito próximas para as paredes XZ. A máxima principal superou o valor da máxima de cisalhamento nesta parede apenas[h] no caso em que esta é a menor parede (Fator-C 1,9). Em relação à parede YZ, o mesmo aconteceu, porém ocorre uma diferença maior na magnitude entre cisalhamento e tração. Ao comparar as duas paredes axiais, todos os valores de tensão na parede XZ foram menores ou iguais aos da parede YZ, principalmente para a máxima principal, com a exceção muito discreta dos modelos de Fator-C 2,2 e 1,9 (cavidades mais rasas, com exatamente 1 mm de profundidade (z)), nas quais os valores de máxima principal foram maiores que o de cisalhamento, com distanciamentos menores entre os valores das paredes axiais. Dentre os valores obtidos para os eixos, notou-se que o

[h] É interessante notar os elevados valores de cisalhamento encontrados. Este fato torna evidente a importância de se encontrar um teste mecânico que informe sobre a real resistência ao cisalhamento, pois as fraturas poderiam ocorrer predominantemente por cisalhamento

eixo Z revelou um comportamento muito semelhante ao das paredes axiais, enquanto que os eixos X e Y apresentaram bastante semelhança com os valores obtidos para a parede pulpar, ou seja, os valores mais baixos.

Quando se trabalha com testes experimentais, é lógico que sejam fornecidos resultados médios de tensão na parede da “cavidade”: divide-se a carga por toda a área. É assim que se chega à correlação entre Fator-C e tensão num tensilômetro. O uso do MEF permite notar que podem existir tensões concentradas, e que a média pode ser pouco representativa do fenômeno estudado. Foi isto que aconteceu ao observar os primeiros resultados de tensão nas cavidades com cinco paredes: parecia haver comportamentos específicos para cada uma das paredes. Isto levou à separação dos dados de tensão por parede (ver Gráfico 5.1) e à confirmação da idéia de que o Fator-C, como índice único para cada cavidade, não poderia expressar a variedade de respostas que podem ser encontradas neste tipo de configuração. Foi por este motivo que o Gráfico 5.1 foi construído para cada parede e cada eixo.

Uma análise dos resultados apresentados na Figura 5.1 e na Figura 5.2 destacou que as regiões de picos de deformação máxima principal e tensão máxima principal na região oclusal das cavidades são aquelas próximas à quina do compósito e da parede correspondente ao ângulo triedro superficial desta face. Estas imagens transmitem a idéia de associação com algum fenômeno que se desenvolve próximo da superfície oclusal e à quina. Percebeu-se também, na Figura 5.1, que os vetores que indicam a direção de deformação (posicionados exatamente no ângulo triedro da superfície e orientados a 45º) apontavam para dentro do compósito como fosse forçado a arredondar a região da quina na tentativa de

assumir um formato esférico (o que levou ao pensamento sobre a influência de um volume esférico circunscrito na cavidade).

Estudos futuros são sugeridos para que os conceitos revelados neste estudo sejam amplamente aplicáveis na prática clínica. Para tanto, ainda será necessário:

- verificar relações com medidas mais simples que o volume (diagonal de alguma das superfícies que formam a quina ou do volume do compósito);
- idealizar uma conduta coerente com o Fator-C_A para o preenchimento de cavidades, baseada em modelos de dentes;
- testar a validade do Fator-C_A para cavidades de Classes I e II em modelos de dentes.

7 CONCLUSÕES

Pode-se concluir diante do estudo realizado que:

a) O aumento do Fator-C não conduz ao aumento dos picos de tensão em cavidades de classe I;

b) O método idealizado para o cálculo de complacência, com o uso do método de elementos finitos, é válido para regiões localizadas e para estruturas complexas;

c) O Fator-C_A permite predizer os picos de tensão em compósitos aderidos em cavidades de classe I

REFERÊNCIAS[i]

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

2. Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. J Dent 2005 Feb;33(2):139-46.

3. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. Dent Mater 2004 Jul;20(6):535-42.

4. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. Dent Mater 2004 Jul;20(6):554-64.

5. Gilmour SM, Edmunds DH, Dummer PM. The production of secondary caries-like lesions on cavity walls and the assessment of microleakage using an in vitro microbial caries system. J Oral Rehabil 1990 Nov;17(6):573-8.

6. Jantarat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. J Dent 2001 Jan;29(1):75-82.

7. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. Dent Mater 2004 Nov;20(9):862-72.

8. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 1987 Nov;66(11):1636-9.

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 May;17(3):241-6.

[i] De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

10. 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 Sep;22(9):818-23.

11. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. J Biomech 2001 Oct;34(10):1269-77.

12. Barink M, Van der Mark PC, Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. Biomaterials 2003 Apr;24(8):1427-35.

13. Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. The influence of the restoration-tooth interface in light cured composite restorations: a finite element analysis. Biomaterials 2001 Dec;22(23):3097-103.

14. Sakaguchi RL. Review of the current status and challenges for dental posterior restorative composites: clinical, chemistry, and physical behavior considerations. Summary of discussion from the Portland Composites Symposium (POCOS) June 17-19, 2004, Oregon Health and Science University, Portland, Oregon. Dent Mater 2005 Jan;21(1):3-6.

15. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. Dent Mater 2004 Jul;20(6):543-53.

16. Borkowski K, Kotousov A, Kahler B. Effect of material properties of composite restoration on the strength of the restoration-dentine interface due to polymerization shrinkage, thermal and occlusal loading. Med Eng Phys 2007 Jul;29(6):671-6.

17. Fenner DN, Robinson PB, Cheung PM. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. Med Eng Phys 1998 Jun;20(4):269-75.

18. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. Dent Mater 2005 Jan;21(1):56-67.

19. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. Dent Mater 2002 Jun;18(4):295-303.

20. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. J Dent 1998 May;26(4):361-7.

21. Katona TR, Winkler MM, Huang J. Stress analysis of a bulk-filled Class-V chemical-cured dental composite restoration. J Biomed Mater Res 1996 Aug;31(4):445-9.

22. 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 Feb;23(2):204-10.

23. Winkler MM, Chen J, Qian H, Hamula DW, Carlson TJ, Katona TR. Experimental validation of a finite element model of light-activated polymerization shrinkage. J Biomed Mater Res 2000 Sep;53(5):554-9.

24. Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. Dent Mater 2008 Feb;24(2):228-34.

25. Alomari Q, Ajlouni R, Omar R. Managing the polymerization shrinkage of resin composite restorations: a review. SADJ 2007 Feb;62(1):12, 14, 16.

26. Hubsch P, Middleton J, Knox J. The influence of cavity shape on the stresses in composite dental restorations: a finite element study. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2002 Oct;5(5):343-9.

27. Hubsch PF, Middleton J, Knox J. A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. Biomaterials 2000 May;21(10):1015-9.

28. Kahler B, Kotousov A, Borkowski K. Effect of material properties on stresses at the restoration-dentin interface of composite restorations during polymerization. Dent Mater 2006 Oct;22(10):942-7.

29. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. Dent Mater 2008 Jan;24(1):1-8.

30. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: An FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. Dent Mater 2008 May;24(5):600-5.

31. Li J, Li H, Fok SL. A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization. Dent Mater 2008 Jan 7.

32. Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJ. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. Dent Mater 2006 Jan;22(1):3-12.

33. 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 Feb;74(3):439-45.

34. Fleming GJ, Cara RR, Palin WM, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a 'soft-start' polymerisation protocol. Dent Mater 2007 May;23(5):637-43.

35. Arola D, Huang MP, Sultan MB. The failure of amalgam dental restorations due to cyclic fatigue crack growth. J Mater Sci Mater Med 1999 Jun;10(6):319-27.

36. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater 2005 Oct;21(10):962-70.

37. Pierron F. Saint-Venant Effects in the Iosipescu Specimen. J Comp Mat 1998;32(22):1986-2015.

38. Stubbs N. Experimental Estimation of Saint Venant's End Effects for Cruciform Fabric Specimens. J Reinf Plast Comp 1984;3:180-92.

39. Timoshenko S, Goodier J. Theory of elasticity. 3rd ed. New York: McGraw-Hill; 1970.

40. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. Dent Mater 2007 Sep;23(9):1086-92.

41. 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 Apr;21(4):324-35.

42. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J Oral Sci 1998 Dec;106(6):1028-32.

43. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. Dent Mater 1993 Jan;9(1):6-10.

44. Darvell BW. Materials science for dentistry. 7 ed. Hong Kong: B W Darvell; 2002.

45. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent 2001 Jan;29(1):63-73.

46. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. Dent Mater 1997 May;13(3):146-50.

47. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. J Dent 2003 Aug;31(6):437-44.

48. Jantarat J, Palamara JE, Messer HH. An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. J Dent 2001 Jul;29(5):363-70.

49. Meredith N, Setchell DJ, Swanson SA. The application of thermoelastic analysis to study stresses in human teeth. J Oral Rehabil 1997 Nov;24(11):813-22.

50. Chuang S-F, Chang C-H, Su K-C, Chen T-F. Polymerization Shrinkage of Dental Composite Restaurations Related to Cavity Configuration. J Biomech. 2007 July;40(S2):S651. [Poster Session 2/Dental Biomechanics]

51. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. Dental Materials. [Journal Article] 2004;20:862-72.

52. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent 2001;29:63-73.

53. Rees JS, Jacobsen PH. Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method. J Oral Rehabil 1995 Jun;22(6):451-4.

54. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. J Prosthet Dent 2008 Feb;99(2):131-40.

55. Laughlin GA, Williams JL, Eick JD. The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress. J Biomed Mater Res 2002;63(5):671-8.

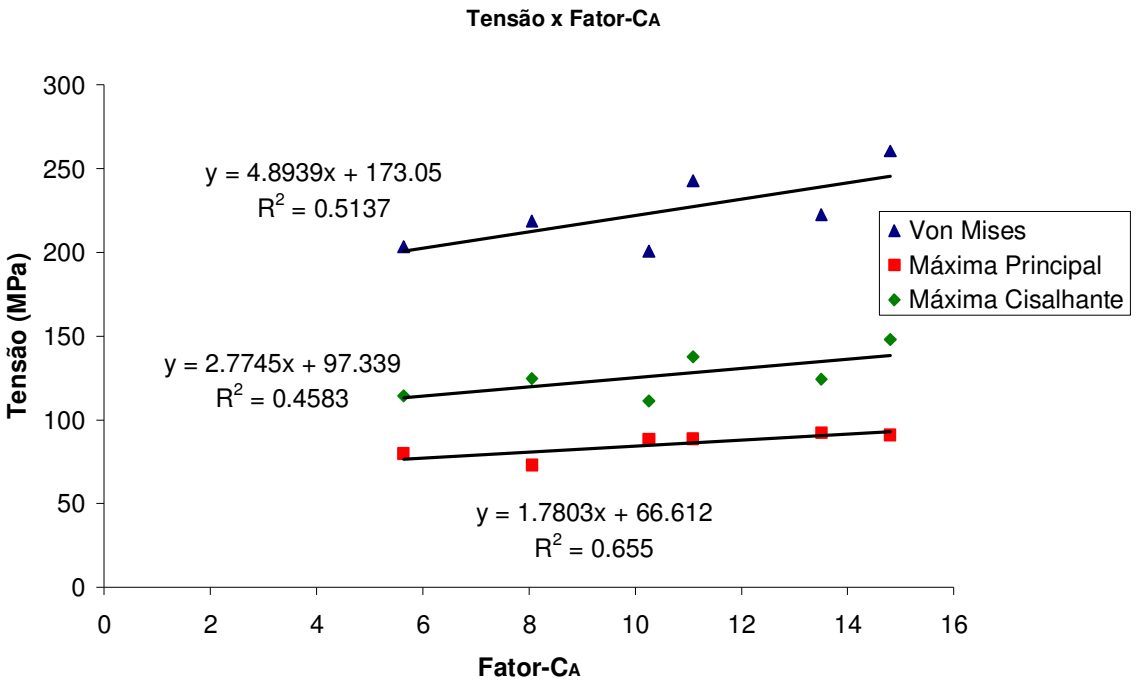
56. Goncalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. Dent Mater 2008 May;24(5):645-52.

57. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res 1996 Mar;75(3):871-8.

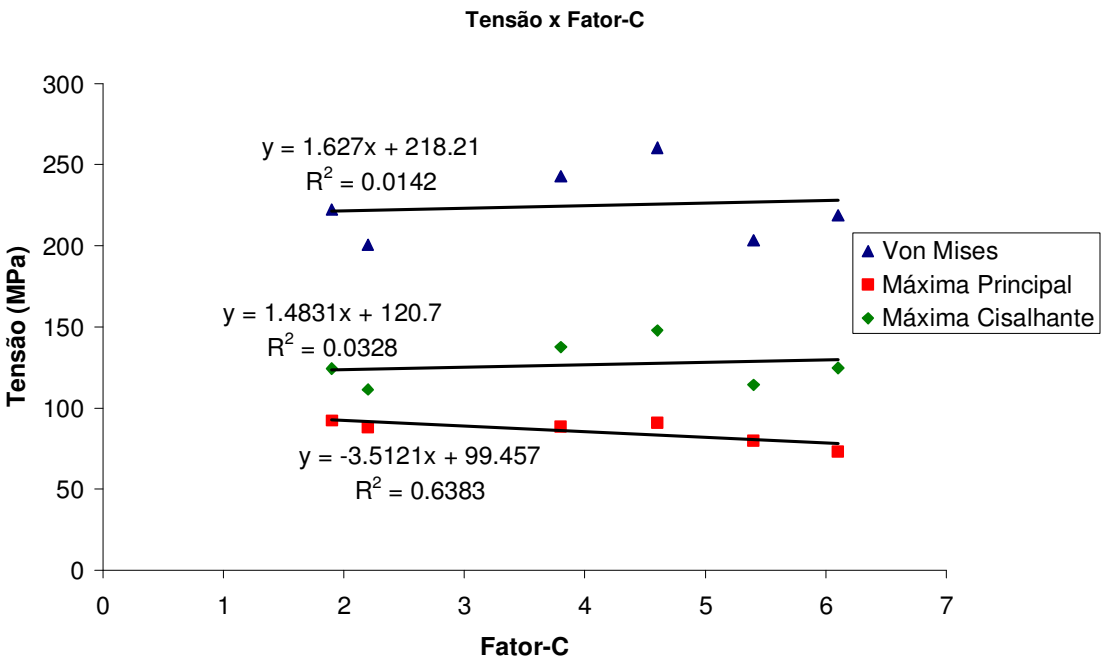
58. Kahler B, Kotousov A, Melkoumian N. On material choice and fracture susceptibility of restored teeth: an asymptotic stress analysis approach. Dent Mater 2006 Dec;22(12):1109-14.

Apêndice — Gráficos complementares e tabela de correlação

(a) Gráfico Tensão x Fator-C_A sem os valores mais altos de Fator-C.



(b) Gráfico Tensão x Fator-C sem os valores mais altos de Fator-C.



(c) Tabela com os valores de **r**, **a** e **α** para apenas os seis modelos de cavidade que apresentam Fator-C mais próximo do encontrado na clínica, para a região da quina. O valor crítico **α** (5%) para contraste de **r** é de 0,81

Índices	Tipo de tensão	r	a	Significância
Fator-C_A	VM	0,72	4,89	--
	MP	**0,81**	1,78	**SIM**
	MC	0,68	2,77	--
Fator-C	VM	0,12	1,63	--
	MP	0,80	-3,51	--
	MC	0,18	1,48	--

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo