

Aline Arêdes Bicalho

**Efeito do tipo de resina e técnica de inserção no
desempenho biomecânico de restauração de molares
com grande perda estrutural**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos para obtenção do título de Mestre em
Odontologia. Área de concentração: Clínica
Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

B583e Bicalho, Aline Arêdes, 1983-
2012 Efeito do tipo de resina e técnica de inserção no desempenho biomecânico de restauração de molares com grande perda estrutural / Aline Arêdes Bicalho. -- 2012.
132 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Materiais dentários - Teses. 3. Biomecânica - Teses. 4. Resinas dentárias - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Aline Arêdes Bicalho

**Efeito do tipo de resina e técnica de inserção no
desempenho biomecânico de restauração de molares
com grande perda estrutural**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Anthony Versluis

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dra. Veridiana Resende Novais

Prof. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira

Uberlândia

2012

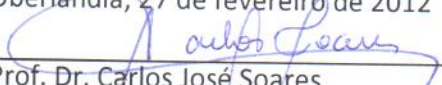


SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

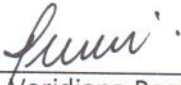
ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA 223ª DEFESA DE MESTRADO DO (A) CD ALINE ARÊDES BICALHO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

Às quatorze horas do dia vinete e sete de fevereiro do ano de dois mil e doze, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo aluno (a) **ALINE ARÊDES BICALHO** com o **título "Efeito do tipo de resina e técnica de inserção no desempenho biomecânico de restauração de molares com grande perda estrutural"**. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora. Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 18 horas e 00 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Uberlândia, 27 de fevereiro de 2012


Prof. Dr. Carlos José Soares
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado
Aprovado/Reprovado


Profa. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto
Titulação: Doutora
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovada
Aprovado/Reprovado


Profa. Dra. Josete Meira
Titulação: Doutora
Universidade de São Paulo - USP

APROVADA
Aprovado/Reprovado

DEDICATÓRIA

À Deus,

Por todos os dias de vida, por todos os momentos únicos, pelos sentidos e intuição, pelo aprendizado do perdão, pela prática do amor incondicional, pela saúde, pela alegria, pela paz, pelo alimento, pela moradia e pelo trabalho. Agradeço por este instante preenchido completamente por sua presença de amor!

Aos meus pais, Ivan e Aurora

Obrigado Paizinho e Mãezinha! Por todo amor e dedicação à minha vida e aos meus planos. Obrigada a vocês que me deram a vida, e que me ensinaram a vivê-la com dignidade. A vocês, que iluminaram os caminhos obscuros com afeto e dedicação para que eu trilhasse sem medo, sempre com esperança. A vocês, que se doaram inteiros e renunciaram aos seus sonhos, para que pudesse realizar os meus. Pela longa espera e compreensão durante minhas longas viagens. Sem vocês, nada seria possível, obrigada por acreditar nos meus sonhos. Amo vocês!

Ao meu irmão, Angelo

Obrigada meu irmão pelo melhor que você tinha a me oferecer: a amizade e lealdade. Você foi o primeiro amigo que Deus colocou em minha vida, a amizade mais verdadeira eterna. Obrigada por estar presente sempre em todos os momentos da minha vida, mesmo que em pensamento. Obrigada por todas as vezes que não me permitiu desistir nos momentos em que fraquejei, obrigada por acreditar no que eu também acreditei! Amo-te! Obrigada pela família linda que você construiu, pela Lisa, Bianca e o pequeno Eduardo, obrigada por me fazer a tia mais coruja e mais feliz do mundo.

À minha família

Especialmente aos meus tios e primos, que de alguma forma estiveram presentes nessa caminhada, à minha comadre e prima Hermínia que é e sempre foi muito mais que amiga. Agradeço pelos bons momentos e pelo amor de todos.

Ao meu amor, Maiolino

Obrigada por todos os momentos que passamos juntos nestes 7 anos. Obrigada por ser muito mais que namorado, obrigada por ser amigo, companheiro e leal. Obrigada por apoiar todos os passos que planejei dar, e por sempre, mas sempre, batalhar junto, lado a lado, para que eu pudesse conseguir. Obrigada por me fazer rir, quando muitas vezes, quis chorar. Obrigada por me fazer ver que eu tenho força! Obrigada por abraçar a minha causa e fazer dela realidade! Eu te amo!

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Carlos José Soares

Primeiramente, muito obrigada por ter aberto as portas do mestrado mesmo sem me conhecer! Obrigada por ter oportunizado a mim tanto aprendizado e acreditar que eu podia crescer, e aprender sempre mais! O senhor é um exemplo de professor, de pai e de amigo. Agradeço a Deus por ter te conhecido e por ser sua aluna. Obrigada por abrir as portas da sua casa e conhecer sua família: Priscilla, Bruna e Marcelo, que sempre me receberam com muito carinho. Saiba que serei sempre muito agradecida pela formação que pude ter e espero poder continuar aprendendo cada vez mais, e quem sabe um dia até retribuir um pouco do que o senhor me proporcionou. Muito obrigada!

Aos professores do Departamento de Dentística da UFU

Aos Professores Paulo César, Roberto Elias, Murilo Menezes e Veridiana Novais por fazer parte direta e indiretamente deste aprendizado e desta conquista! Obrigada pelos momentos de trabalho e de descontração. Obrigada à professora Gisele Silva pelos ensinamentos e pelos momentos que me estendeu a mão e me fez levantar. Obrigada aos professores Paulo Quagliatto e Paulo Vinícius pelos fundamentos e exemplo como professores, e também pela amizade, obrigada pelos bons momentos em que pudemos privilegiar nossos ouvidos com boas músicas.

Aos professores dos demais departamentos da UFU

Obrigada a todos os mestres da Prótese, Periodontia, Odontopediatria, Endodontia, Oclusão, Cirurgia, Ortodontia que de alguma forma contribuíram para o meu crescimento, todos são exemplos a serem seguidos. Obrigada ao professor Adriano Loyola, mestre e artista diamantinense, que permitiu a mim e ao Maiolino momentos inesquecíveis e especiais, obrigada por ter aberto as portas da sua casa e da sua amizade, obrigada por ter permitido conhecer sua esposa Cibeles, montes-clarenses tão singular.

Aos professores Antheunis Versluis e Daranne Tantbirojn

Muito obrigada por tanto ensinamento profissional e pessoal. Obrigada por ter acolhido a mim e a Andrea com tanto carinho e disposição nos três meses que pudemos permanecer nos Estados Unidos, obrigada por ter sido nosso apoio nesta jornada que não foi fácil. E mais obrigada ainda por ter permitido desenvolver parte tão importante desta dissertação, seus ensinamentos e paciência foram essenciais. Serei eternamente grata.

Ao professor Lourenço e a Ana

Obrigada pelo exemplo de profissão, de amizade e de amor. Obrigada pela oportunidade de conviver com vocês, pela acolhida em sua casa e pela amizade construída. Nunca teria palavras suficientes para agradecer os bons momentos que passamos juntos! Obrigada até pelo “Cristo!!!!!!!!!!”.

Aos professores da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

Muito obrigada a todos os mestres que foram responsáveis pela minha formação como dentista. Em especial, obrigada ao professor Janir A. Soares que me oportunizou o primeiro contato com a redação científica e à professora Cíntia T. P. Araújo que foi responsável em grande parte por eu ter escolhido a FOP como escola de especialização, por ter sido acolhedora em todos os momentos difíceis vividos em Piracicaba, e também por ter sido grande incentivadora ao ingresso na pós-graduação.

Aos professores da Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Muito obrigada a todos vocês que foram formadores e educadores nos dois anos do curso de especialização em dentística restauradora. Em especial ao professor Luis A. M. S. Paulillo, que abriu as portas da sua sala e dos laboratórios de pesquisa para que eu pudesse fazer a minha “primeira iniciação científica”. Agradeço ao senhor pela paciência e por ter confiado em mim, por ter me doado os primeiros ensinamentos da pesquisa, princípios que foram essenciais para trilhar o caminho que escolhi.

Aos funcionários da UFU

Obrigada a todos vocês que fazem seus trabalhos com tanta dedicação e paciência, obrigada por todos os sorrisos em todos os dias que nos encontramos. Obrigada em especial ao Sr. Advaldo que sempre me ajudou e se importou comigo como filha. Obrigada à Daniela, Zélia, Graça, Aline e Lílian, e a todos os demais que fazem com tanto amor o trabalho de vocês.

À minha amiga Fernanda

Obrigada por ser minha amiga há 21 anos, obrigada pela infância, pelos bons momentos, pelas brincadeiras de boneca, pelos gibis da turma da Mônica, pelos tantos “piques”: pique-pegas, pique esconde e piqueniques, pelas voltas de bicicleta e até pelos desentendimentos. Obrigada pelos conselhos, obrigada pelo tanto que me ouviu, obrigada pelo ombro amigo e por nunca me abandonar! Obrigada por estar sempre alerta aos meus chamados! Obrigada pelas cartas que tanto me apoiaram em Diamantina e obrigada por se fazer presente em minha vida sempre, mesmo distante alguns quilômetros.

Às minhas amigas Fafá, Ana Maria, Carol, Natália e Van

Mesmo que as pessoas mudem e suas vidas se reorganizem, os amigos devem ser amigos para sempre, mesmo que não tenham nada em comum, somente compartilhar as mesmas recordações, pois boas lembranças são marcantes, e o que é marcante nunca se esquece! Obrigada minhas amigas, amo vocês.

Aos meus sogros José Geraldo e Mariuza, e meus cunhados Bernard e Gabriela

Obrigada por me fazer sentir tão acolhida no lar e na família de vocês, obrigada por me receber com tanto amor e carinho, o amor de vocês foi energia fundamental para trilhar esta caminhada.

Aos meus “irmãos” de orientação Rodrigo e Euridsse

Amigos são irmãos que podemos escolher, e vocês foram dois presentes que Deus colocou em minha vida. Sussu, nem o oceano Atlântico será capaz de fazer esquecer tantos momentos bons que passamos juntas, você é uma menina muito especial que estará pra sempre em meu coração, Moçambique é um país de sorte em possuir uma filha como você. Rodrigo Jaíba é um irmão de verdade, obrigada por tudo, pela amizade, pelo companheirismo e pelo bom humor, com ele não tem tempo ruim e nem cara feia, não tem nada que não tem remédio, agradeço a Deus todos os dias por ter permitido nosso encontro e nossa amizade.

Aos amigos do mestrado da UFU

Asbel, Cristhiane, Fabiana, Giovana, Juliana, Kellen, Laís, Luisa, Manuella, Marcel, Marcos Bilharinho, Marina, Thiago, Éverton, Mário, Júlio, Talita Franco, Fabrícia, Felipe, Danilo, Morgana, Michelle, Carla, Douglas, Marcos Pains, Analice, Josemar, Sara, Andrea Lacativa, Ana Paula, Vívian e Natássia. Obrigada pelos bons momentos não apenas nas aulas e seminários, quanto nos momentos de lazer. Obrigada em especial a uma galerinha sensacional constituída de Talita Dantas (Talitera), Rayssa (Brodi do pé preto), Lorraine (grandona que eu amo), Robertinha, João Paulo, Crisnicaw (brother), Dalila e Luiz Fernando. Que foram companheiros de todas as horas, difíceis e boas, responsáveis por quase todos os momentos felizes vividos em Uberlândia. Obrigada pela camaradagem meus amigos.

A outros amigos

João Lira, Luís Henrique, Lucas Dantas, Lucas Zago, George, Flavinha, Ludmilla, Rebeca, Camila, Carla, obrigada pela oportunidade de conviver com pessoas como vocês. Bruno Reis e Bruno Barreto, obrigada por todo apoio e amizade nesta etapa tão importante. Marina Roscoe obrigada por ser este anjo. Andrea Dolores obrigada por tudo nestes anos de convívio e principalmente no nosso intercâmbio: Adventure!

Aos alunos de iniciação científica e graduação

A todos que de alguma forma contribuíram com esta etapa, em especial ao Silas, que permitiu minha primeira experiência em orientação, e mais, a construção de uma amizade. Obrigada Silas por sua simplicidade.

Aos amigos da odontoclinic

Fábio, Carla, Thayene, Vanda, Maisa, Maiane, e a todos os outros que me receberam tão bem quando tanto precisei. Muito obrigada. Em especial obrigada à Elissara que é um anjo que Deus colocou em meu caminho, obrigada pela amizade, apoio e sinceridade em todas as horas.

Aos prof. Sinésio Franco and Raphael Rezende Pires

Pelo suporte nos testes de indentação no Laboratório de Engenharia mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

À Universidade Federal de Uberlândia

Instituição que preza o desenvolvimento de uma odontologia pautada na ciência e na ética, uma Universidade justa e da qual nos orgulhamos. Muito obrigada!

Ao CNPq,

Pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante um ano do programa de pós-graduação.

À empresa 3M-ESPE,

Pela doação dos materiais solicitados.

Obrigada a todos as pessoas que tive oportunidade de conhecer, conversar ou mesmo apenas dar um bom dia, obrigada à vida!

EPÍGRAFE

***“A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original”***

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
INTRODUÇÃO	18
REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1. Perda estrutural dos elementos dentais	22
2.2. Propriedades mecânicas dos materiais	25
2.3. Contração de polimerização	29
2.4. Extensometria e Deflexão de cúspide	35
2.5. Resistência adesiva e coesiva dos compósitos resinosos	39
2.6. Método de elementos finitos	43
3. PROPOSIÇÃO	48
4. MATERIAIS E MÉTODOS	50
4.1. Delineamento Experimental	50
4.2. Seleção dos dentes	50
4.3. Grupos experimentais	52
4.4. Inclusão dos dentes	52
4.5. Preparo cavitário das cavidades Classe II MOD	54
4.6. Ensaio mecânico de extensometria – Deflexão de cúspides	55
4.7. Ensaio mecânico de microtração	61
4.8. Análise do padrão de falha	64
4.9. Contração pós-gel dos compósitos resinosos	66
4.10. Dureza Vickers e módulo de elasticidade	67
4.11. Análise por elementos finitos	69
4.12. Análise estatística dos dados	72
5. RESULTADOS	75
6. DISCUSSÃO	96
7. CONCLUSÕES	108
REFERÊNCIAS	110
ANEXO	122

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)
mm – Unidade de comprimento (milímetro)
 mm^2 – Unidade de área (milímetro quadrado)
 mm^3 – Unidade de área (milímetro cúbico)
min - Unidade de tempo (minuto)
mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)
° – Unidade de angulação (grau)
°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)
Kg – Unidade de massa (quilograma)
g – Unidade de massa (grama)
P – Probabilidade
% – Porcentagem
s – Unidade de tempo (segundo)
h – Unidade de tempo (hora)
PVC – Polivinil cloreto rígido
Nº – Número
 μm – Unidade de comprimento (micrômetro)
 mW/cm^2 – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
 μS – Unidade de microdeformação (microstrain)
 Ω – Unidade de resistência elétrica (ohm)
Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)
Hz – Unidade de frequência (Hertz)
MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura
MEF – Método de elementos finitos
MPa – Unidade de força (MegaPascal)
GPa – Unidade de força (GigaPascal)
A – Falha adesiva
CR – Falha coesiva em resina composta
M – Falha mista

Rpm – Rotações por minuto

X – (vezes)

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do tipo de compósito e técnica de inserção na resistência de união, resistência coesiva da resina composta, módulo de elasticidade e dureza Vickers dos compósitos, deflexão de cúspides e tensões geradas em molares com cavidades classe II com grande perda estrutural. Cento e dezessete terceiros molares inferiores humanos extraídos foram divididos em 9 grupos ($n=13$) resultantes da combinação de dois fatores em estudo: 1- tipo de compósito: (Filtek P90, 3M-Espe), (Aelite™ LS Posterior, BISCO) e (Filtek Z350 XT, 3M-Espe); 2- Protocolo restaurador: inserção em incremento único; inserção em 8 incrementos e inserção em 16 incrementos. Contração pós-gel dos compósitos e deflexão de cúspide dos molares restaurados foram avaliadas por teste de extensometria. Para análise da resistência adesiva e coesiva foi utilizado o teste de microtração. A análise do padrão de falha dos palitos foi realizada em microscópio óptico. Teste de indentação dinâmico foi realizado para cálculo da dureza Vickers e módulo de elasticidade dos compósitos em cinco profundidades da cavidade (0,5; 1,5; 2,5; 3,5 e 4,5 mm). Análise por método de elementos finitos foi desenvolvida com a geração de modelos de molares bidimensionais para definição das tensões residuais de contração e deflexão de cúspide. Os dados de contração pós-gel foram submetidos à análise de variância ANOVA one-way e teste de Tukey ($p<0,05$); deflexão de cúspides à ANOVA two-way com subparcela em dois níveis (cúspide vestibular e lingual) e teste de Tukey ($p<0,05$); resistência adesiva e coesiva à ANOVA two-way com subparcela em dois níveis (topo e base da restauração) e teste de Tukey; módulo de elasticidade, dureza Vickers e distribuição de tensões foram analisados descritivamente. Testes de correlação de Pearson foram realizados entre os resultados. O aumento do número de incrementos e materiais com alto valor de contração pós-gel reflete em maior deflexão de cúspides. A resistência adesiva e coesiva da resina composta diminui quando usado técnica de incremento único que não permite adequada polimerização do material. Materiais com alto módulo de elasticidade transferem maiores tensões de polimerização para a estrutura dental

remanescente. A validação do método de elementos finitos consolida os resultados do ensaio experimental.

Palavras chave: análise por elementos finitos; extensometria; resistência de união; contração de polimerização, dureza Vickers

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of composites and filling techniques on tensile bond strength, ultimate tensile strength, elastic modulus, hardness Vickers, cuspal deflections and stress generated in molars class II. One hundred seventeen extracted molars were divided into nine groups ($n = 13$) resulting from the combination of two factors: 1 - composite (Filtek LS, 3M-Espe) (Aelite LS Posterior, BISCO) and (Filtek Supreme, 3M-Espe), 2 – Filling technique: bulk filling, 8 increments and 16 increments. Post-gel shrinkage and cuspal deflection were evaluated by strain gauge test. For analysis of the micro tensile bond strength and ultimate tensile strength was used the micro tensile test. The mode of failure of the sticks was obtained with an optical microscopy. Dynamic indentation test was used to calculate the Vickers hardness and elastic modulus of the composites at five depths of the cavity (0.5, 1.5, 2.5, 3.5 and 4.5 mm). Analysis by finite element method was developed to generate models of two-dimensional molars for definition of the stress polymerization and strain. Data from post-gel shrinkage were submitted to ANOVA One-way and Tukey's test ($p < 0.05$); cuspal deflection for two-way ANOVA with two levels (buccal and lingual cuspal) and test Tukey's test ($p < 0.05$); micro tensile bond strength and ultimate tensile strength for two-way ANOVA with two levels (top and bottom of the restoration) and Tukey's test; elastic modulus, Vickers hardness and stress distribution were analyzed qualitatively. Pearson correlation tests were performed between the results. The increase in the number of increments and materials with high value of post-gel contraction reflects a greater cuspal deflection. The micro tensile bond strength and ultimate tensile bond strength of the composite decreases when used bulk filling technique because does not allow adequate polymerization of the material. Materials with high elastic modulus have greater stress of polymerization for the dental structure. The validation of the finite element analysis consolidates the results of strain gauge test.

Key words: Strain gauge, bond strength, post-gel shrinkage, Vickers hardness, finite element analysis

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

As propriedades e protocolos de utilização dos compósitos resinosos em dentes posteriores têm sido avaliados com frequência na busca por melhorias da qualidade e longevidade de restaurações. A contração de polimerização das resinas compostas causa tensões residuais que resultam em mudança de comportamento dos dentes restaurados, mesmo quando não estão em função mastigatória (Marchesi et al., 2010). Sinais clínicos associados com a contração de polimerização dos compósitos resinosos podem envolver a adaptação inadequada, microtrincas, fenda marginal, sensibilidade pós-operatória, microinfiltração e cáries secundárias (Jensen & Chan, 1985; Burgess et al., 2010). Estes fatores são responsáveis pela maioria dos motivos de substituição de restaurações em resinas compostas em dentes posteriores (Mjör & Toffenetti, 2000; Brunthaler et al., 2003).

Ao longo dos anos, fabricantes têm investido recursos no desenvolvimento de resinas compostas de baixa contração e, recentemente, uma série de novos materiais foi disponibilizada para uso clínico. Alguns deles são à base de BisGMA associados a alto conteúdo de carga como estratégia para reduzir a contração de polimerização. Outros materiais apresentam matriz resinosa de silorano ou combinam dimetacrilatos convencionais com outros monômeros de alto peso molecular, por exemplo, à base de uretano (Boaro et al., 2010).

A contração de polimerização é uma característica inerente aos materiais poliméricos, porém o que reflete negativamente na interface adesiva são tensões resultantes deste processo (Versluis et al., 2004b). Materiais com alto módulo de elasticidade são rígidos, não se deformam, portanto a contração de polimerização será revertida em tensão nas estruturas adjacentes. Por outro lado, um material com menor módulo de elasticidade, mesmo que apresente maior contração de polimerização, pode minimizar as tensões pela auto-deformação durante a polimerização (Versluis et al., 2006). Limitar a relação do desempenho do material exclusivamente com a contração de compósitos resinosos isoladamente pouco contribui com a elucidação de problemas decorrentes. Associar dados extraídos da contração pós-gel dos compósitos, e

alimentar modelos de elementos finitos com módulos de elasticidades obtidos por meio de protocolos simples, como a micro dureza (Marshall et al., 1982; Versluis et al., 2004b), pode representar grande ferramenta na análise de técnicas e no desenvolvimento de produtos.

A profundidade de polimerização pode ser diretamente afetada pela intensidade de luz que chega ao material restaurador, ocorrendo diminuição da intensidade de luz conforme aumenta o volume da resina composta (Nayif et al., 2008). Adequada dose de energia deve alcançar toda extensão da restauração, para que o máximo de polimerização e sucesso clínico em longo prazo seja alcançado (Hansen & Asmussen, 1997). A técnica de preenchimento incremental tem sido indicada para diminuir os efeitos da contração de polimerização e das tensões geradas na interface adesiva (Neiva et al., 1998). No entanto, Verluis et al., 1996, em estudo utilizando análise de elementos finitos demonstrou que a técnica de inserção incremental pode produzir maiores tensões de polimerização na interface adesiva. Tensões geradas pela contração depende de vários fatores, como intensidade e tempo de ativação de luz, propriedades mecânicas dos materiais e estrutura dentária, método de inserção do material, geometria e extensão da cavidade (Verluis et al., 1996; Neiva et al., 1998 e Tantbirojn et al., 2011. Muitas questões ainda permanecem ocultas sobre a interface e/ou resistência coesiva da resina composta. A caracterização da adesão ao substrato dentário e as propriedades mecânicas da restauração podem refletir no comportamento das tensões de contração durante a polimerização da resina composta e ainda a qualidade da polimerização do material, portanto, a relação entre eles pode afetar os resultados finais do comportamento clínico (Nayif et al., 2008). O teste de microtração permite avaliar a resistência de união em diferentes profundidades de dentes restaurados com diferentes incrementos (Nayif et al., 2008).

Clinicamente, as tensões de contração de polimerização também podem se manifestar com movimento de cúspides, este pode comprometer a união na interface dente-restauração, possivelmente levando à microinfiltração bacteriana e cáries recorrentes (Davison et al., 1984 e Taha et al., 2009). A deflexão das cúspides é resultado da interação entre a tensão de

polimerização do compósito resinoso e do *compliance* da cavidade (He et al., 2007). A deflexão de cúspides parece aumentar com a maior extensão da restauração. Esta distribuição de tensões incorre no risco de trincas ou fratura da estrutura dental remanescente (Lee et al., 2007).

No estudo de estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são importantes meios de análise do comportamento do dente e de materiais em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares et al., 2006). No entanto, os ensaios mecânicos destrutivos apresentam limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente-restauração, pois são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo acentuar, de acordo com a geometria e propriedades mecânicas, ultrapassando o regime elástico até atingir a ruptura da estrutura (Soares et al., 2006). Desta forma, para análise da interferência de fatores no processo restaurador, torna-se necessária a associação de ensaios destrutivos que caracterizam as propriedades mecânicas dos materiais em função de diversos fatores com metodologias não destrutivas experimentais, como ensaio de extensometria (Soares et al., 2006) ou computacionais como método de elementos finitos (Magne & Belser, 2003; Soares et al., 2006), favorecendo análise biomecânica sequencial e detalhada do comportamento da amostra. É reconhecido que a validação experimental do modelo gerado deve ser sempre perseguida, o que não deve ser confundido com a validação do método, que é extremamente suportado pela sua aplicação.

Desta maneira parece oportuno continuar investigando à luz de metodologias complementares o comportamento biomecânico de restaurações em dentes posteriores com cavidades amplas, portanto a hipótese deste trabalho é que o tipo de material restaurador e a técnica de inserção na cavidade influenciarão na deformação de cúspides, resistência adesiva e coesiva dos compósitos resinosos, propriedades mecânicas de dureza e módulo de elasticidade e distribuição de tensões em molares com grande perda estrutural.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Perda estrutural dos elementos dentais

Mondelli et al., em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores é a ocorrência de imperfeições na geometria do preparo cavitário que possam promover a fratura do dente, realizaram trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, com 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspídica de profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental promove redução significativa da resistência à fratura de dentes posteriores.

Eakle, em 1986, avaliou o quanto compósitos associados ao sistema adesivo em esmalte ou sistema adesivo em esmalte e dentina poderiam aumentar a resistência à fratura dos dentes com preparos Mésio-Ocluso-Distal. Para este estudo foram selecionados 48 pré-molares com tamanhos semelhantes divididos em três grupos, sendo um para cada técnica restauradora e deixando o terceiro sem restauração, atuando como controle. Submeteu-se as amostras ao carregamento de compressão em máquina de ensaio universal através de esfera de 4,76 mm, com velocidade de 5 mm/mim. Os resultados obtidos mostraram que apenas dentes restaurados com resina composta, combinada ao sistema adesivo para esmalte e dentina, mostraram resistência estatisticamente superior aos demais grupos.

Khera et al., em 1990, afirmaram que vários fatores contribuem para a fratura de cúspides dentárias, dentre eles, cárie, abrasão, erosão, preparos cavitários extensos, inlays Mésio-Ocluso-Distal, relacionamento oclusal traumático, envelhecimento, má oclusão, acidentes, forças mastigatórias excessivas, e desidratação decorrente de tratamento endodôntico. Os autores analisaram: a existência de diferença na espessura das cúspides vestibular e

lingual, entre a inclinação das cúspides vestibular e lingual, entre a espessura do esmalte das cúspides vestibular e lingual e entre a inclinação da junção amelo-dentinária das cúspides vestibular e lingual. Concluíram atestando, que apesar de nos molares a cúspide não funcional fraturar mais que a funcional, isto pode ser devido a sua anatomia e principalmente ao enfraquecimento existente. Sugerem ainda que as dimensões da abertura de caixa, profundidade e número de superfícies envolvidas da restauração são diretamente relacionadas com a frequência de fraturas.

No ano de 2000, Secco et al. avaliaram a influência de materiais restauradores na recuperação da rigidez das cúspides sem suporte de dentina. Foi determinada a rigidez das cúspides antes de receberem preparo cavitário, após o preparo e após a execução de suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta. Os resultados indicaram que o cimento de ionômero de vidro convencional recuperou 16% da rigidez e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, 25%. Por outro lado, a resina composta apresentou o melhor desempenho, recuperando 65% da rigidez das cúspides perdidas com o preparo cavitário.

Tantbirojn et al. em 2004, estudaram a deformação das paredes dentárias com diferentes níveis de perda estrutural, devido às tensões residuais de contração de polimerização de restaurações de resina composta. O estudo avaliou o padrão de deformação das cúspides na região oclusal de molares, por meio do escaneamento dos preparos e das restaurações com o uso de perfilômetro e digitalização das imagens. Os autores observaram que as cavidades extensas classe II Mésio-Ocluso-Distal restauradas com resina composta apresentaram maior deformação das cúspides, seguidas pelas cavidades classe II Mésio-Oclusal. As deformações nas cúspides das cavidades classe I Oclusal e em pequenas cavidades classe II Mésio-Oclusal apresentaram comportamentos similares. Os autores concluíram que o tipo e tamanho da cavidade afetam a quantidade de deformação das cúspides, quando restauradas com resinas compostas.

Soares et al., 2005 realizaram um trabalho com objetivo de avaliar a influência do material de inclusão e simulação do ligamento periodontal na

resistência à fratura de dentes bovinos. Oitenta incisivos bovinos foram divididos em 8 grupos (n= 10), embutidos em resina acrílica ou poliestireno com 4 tipos de simulação do ligamento periodontal: ausência do ligamento; material de moldagem à base de poliéter; material de impressão à base de polissulfeto e material elastomérico de poliuretano. Os espécimes foram armazenados em 37°C e umidade de 100% por 24 horas. As amostras foram submetidas a carregamento tangencial na superfície palatina em 0,5 mm/min de velocidade até a fratura. Os modos de fratura foram classificados em fraturas coronárias; fraturas na junção cimento-esmalte, fratura parcial da raiz e fratura radicular total. Análise estatística por ANOVA e teste de Tukey foram aplicados ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que o método de inclusão e simulação do ligamento periodontal tem um efeito significativo na resistência à fratura. Ligamento periodontal artificial modificou os padrões de fratura.

Em 2006, Soares et al. avaliaram a resistência à fratura de restaurações de cerâmica reforçadas com leucita em molares com diferentes preparos cavitários. 90 molares foram divididos em 9 grupos (dentes hígidos, inlay conservadora, inlay extensa, onlay conservadora com cobertura de cúspide Mésio-vestibular, onlay extensa com cobertura de cúspide Mésio-vestibular; onlay conservadora com cobertura de cúspide vestibular; onlay extensa com cobertura de cúspide vestibular; onlay conservadora com cobertura total de cúspides; onlay extensa com cobertura total de cúspides. Após análise de resistência à fratura em máquina universal e classificação do modo de falha, os autores concluíram que a cobertura de cúspide não aumenta a resistência à fratura.

Soares C et al., em 2008a, apresentaram o desenvolvimento de uma máquina projetada para realizar preparos cavitários padronizados *in vitro*. A máquina consiste em uma base de metal de 25 mm x 25 mm x 4 mm (comprimento x largura x altura) a qual foi acoplada pequena mesa capaz de se movimentar com a precisão de micrometros (0,01-mm de precisão) na direção horizontal (direita /esquerda e frente/trás). A caneta de alta-rotação é acoplada a um conector metálico que era capaz de se mover no sentido

vertical (cima/baixo). A peça de alta rotação também era capaz de girar 180° ao redor do eixo longitudinal e 360° ao redor do eixo transversal. Os autores concluíram que a máquina de preparo cavitário ajuda na padronização dos preparos em estudos *in vitro*.

No ano de 2008, Soares P et al. avaliaram a resistência à fratura e modo de fratura de dentes pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes materiais. Observaram que os dentes restaurados com técnicas adesivas apresentaram melhores resultados que os que utilizaram técnicas restauradoras não adesivas, como o amálgama. Concluíram também que dentes com maior quantidade de tecido dental remanescente ou restaurados com técnicas adesivas apresentam melhores resultados de resistência à fratura.

Taha et al., 2009 compararam as características das fraturas dentárias variando a forma do preparo cavitário e o tipo de material restaurador. 80 pré-molares humanos extraídos foram divididos aleatoriamente em 8 grupos (dentre eles hígidos, com e sem envolvimento endodôntico, restaurações diretas e indiretas). Após aplicação de carga em máquina de ensaio nas cúspides vestibulares os resultados foram analisados. Concluíram que a resistência à fratura diminui quando aumentou o nível de perda de estrutura dentária e que restaurações diretas aumentaram a resistência à fratura dos dentes restaurados com resina composta.

2.2. Propriedades mecânicas dos materiais

Rees et al., em 1994, utilizaram método experimental para cálculo do módulo de elasticidade da dentina. Os autores empregaram ensaios mecânicos de flexão de três pontos em barras de dentina humana. Os valores obtidos foram analisados e o valor médio do módulo de elasticidade para dentina foi 18,6 GPa.

Ferracane et al., em 1995, avaliaram a dureza e módulo de elasticidade da resina composta Filtek Z100 após período de envelhecimento em água de 1, 7, 30, 60 e 180 dias, a 37°C. Observaram que em até 30 dias de armazenagem os espécimes apresentaram reduções significativas nos valores

de dureza (média de 16% a 22%), módulo de elasticidade (média de 11%) e resistência à flexão (média de 25% a 29%). Após 30 dias os efeitos do envelhecimento não foram significantes. No entanto, o tratamento térmico de polimerização leva a melhoria nas propriedades dos compósitos, no entanto este é em curto prazo, pois a imersão em água altera a matriz do compósito resinoso.

Uhl et al. (2002) após considerar importante comparar os efeitos da polimerização com luz halógena e LED nos efeitos das propriedades mecânicas de resinas compostas, realizou estudo que investigou este desempenho de polimerização. Ambas as tecnologias foram comparadas através da medição de resistência à compressão e profundidade de dureza Knoop de resinas compostas polimerizadas por 20 s e 40 s. Este estudo avaliou quatro compósitos odontológicos (Z100, TPH Spectrum, Solitaire 2 e Definite). Os autores concluíram que a luz halógena garantiu maiores valores de dureza para os compósitos quando usada por 40 s, e que os materiais varia seus valores de dureza quando varia a profundidade.

Em 2004, Stafford et al. empregaram tecnologias para análise e mensuração do módulo de elasticidade de vários tipos de polímeros, dentre eles a resina de poliestireno. Para isso foi desenvolvida tecnologia para eficiente mensuração do módulo de elasticidade em nanoescala e quantificação rápida sem a necessidade de equipamentos para modelagem. O módulo de elasticidade da resina de poliestireno apresentou similaridade com a resina acrílica apresentando valores que variam entre 1 e 1,5 GPa.

No ano de 2005, Weinmann et al. avaliaram e compararam o perfil técnico de compósitos à base de silorano, os quais se polimerizam por processo de abertura catiônica de anéis com o perfil técnico de diferentes resinas compostas à base de metacrilato. O compósito resinoso à base de silorano apresentou a menor taxa de contração de polimerização quando comparada a outros compósitos (0,99%). Os autores concluíram que a abertura química dos anéis de silorano permitiu pela primeira vez valores de contração menores que 1% em volume e propriedades mecânicas como módulo de

elasticidade e resistência flexural comparáveis com resinas compostas clinicamente bem aceitas à base de metacrilato.

Em 2008, Masouras et al. determinaram em estudo laboratorial o módulo de elasticidade, o módulo de compressão total (*bulk modulus*), o módulo cisalhante e o coeficiente de Poisson de diversos compósitos restauradores. Foram avaliadas doze formulações de compósitos com diferentes volumes de carga, um compósito resinoso fluido, e dois compósitos resinosos microhíbridos. O módulo de elasticidade foi calculado pela expansão radial do corpo de prova em forma de cilindro, sobre compressão. O módulo de compressão total foi calculado com a compressão radial e no longo eixo do cilindro. O coeficiente de Poisson variou de 0.45 para as resinas compostas mais rígidas até 0.47 para as mais complacentes. Diferenças estatisticamente significante foram encontradas dependendo do volume de carga presentes nas resinas compostas. Os autores puderam concluir também que o módulo de elasticidade apresentou uma correlação positiva como volume de carga presente nos compósitos.

Duarte Jr. et al., em 2009, realizaram estudo para avaliar a resistência adesiva à microtração e nanoinfiltração de compósitos dentinários de baixa contração de polimerização diante envelhecimento e protocolo adesivo. Os autores observaram que não houve diferença estatística entre os grupos para os fatores envelhecimento e diferença de protocolo restaurador. Todas as amostras exibiram algum grau de nanoinfiltração e que não houve adesão quando a resina composta de baixa contração foi aplicada diretamente sobre o adesivo a base de metacrilato. Concluiu-se que a resina composta de baixa contração de polimerização possui compatibilidade apenas com o adesivo específico para o sistema, que o pré-condicionamento com ácido fosfórico não aumentou a resistência de união dos compósitos e algum grau de nanoinfiltração foi evidente em todos os grupos testados.

Bhamra et al. (2010) realizaram um trabalho com objetivo de investigar o efeito da radiação através de aparelho fotopolimerizador LED ou de fibra ótica sobre as propriedades mecânicas de resinas compostas de metacrilato. Barras em resina composta de 4 marcas comerciais foram testadas

com as fontes de luz e pontas de 8 mm e 13 mm de diâmetro. Teste de flexão de três pontos foi realizado para obtenção do módulo de elasticidade, teste de indentação de dureza Vickers foi realizado para obtenção dos valores de dureza em duas regiões. Os autores concluíram que ambas as fontes de luz podem ser usadas para garantir dureza adequada em superfície, mas com grande espessura de incremento os Leds não apresentaram bom desempenho. Os autores ainda sugeriram que um projeto experimental estendido seria valioso para testar o comportamento de irradiâncias mais elevados.

Em 2010, Boaro et al. compararam compósitos resinosos de baixa contração disponíveis no mercado com outras em relação a tensão de polimerização, a contração volumétrica (pré e pós-gel), taxa de contração e módulo de elasticidade. Os autores avaliaram sete compósitos resinosos de metacrilato, um à base de silorano, um à base de uretano e um à base de metacrilato derivado de um dímero ácido. A tensão de polimerização foi medida em máquina de ensaio universal, a contração volumétrica foi medida por dilatômetro de mercúrio, a taxa de contração máxima foi obtida pela velocidade da reação, a contração pós-gel foi mensurada usando extensômetros e o módulo de elasticidade foi obtido por meio de teste de flexão de três pontos. Observaram que as tensões de polimerização têm forte correlação com a contração pós-gel e que o módulo de elasticidade e a taxa de contração mostraram pouca correlação com as tensões de polimerização. Os autores concluíram que nem todos compósitos resinosos de baixa contração de polimerização apresentaram reduzidas tensões de polimerização e que para reduzir as tensões de polimerização, uma resina composta com baixa contração pós-gel deve apresentar também baixo módulo de elasticidade.

Também em 2010, Leprince et al caracterizaram a parte inorgânica de diferentes materiais com baixa contração de polimerização (ormocers, silorano e resinas compostas de metacrilato com alta quantidade de carga) e compararam as propriedades mecânicas. As partículas inorgânicas foram quantificadas por meio de análise termogravimétrica e morfologicamente caracterizadas por microscopia eletrônica de varredura. Foram avaliados ainda os módulos de elasticidade dinâmico e estático. Os autores concluíram que o

módulo de elasticidade está diretamente relacionado à quantidade de partículas inorgânicas presentes no compósito resinoso e que o tipo de compósito utilizado pode ser ditado pelo tamanho da cavidade.

Em 2012, Han et al., investigaram o efeito do conteúdo de carga na resistência de união por microtração em cavidades classe I de 25 molares humanos extraídos. Foram usados compósitos com conteúdo de carga variando de 50 a 80% de carga em peso, foi medida contração de polimerização e propriedades de flexão com Avucol e teste de flexão de três pontos respectivamente. Os autores encontraram correlações significativas entre o conteúdo de carga e a contração de polimerização dos materiais, e entre o conteúdo de carga e o módulo de elasticidade dos mesmos. O conteúdo de carga não influenciou na resistência à flexão das resinas compostas experimentais e não teve efeito sobre a resistência à microtração entre resina composta e dentina.

2.3. Contração de polimerização

Sakaguchi et al. em 1997 propuseram o refinamento do método de extensometria para medir a contração de polimerização de resinas compostas e isolar a contração pós-gel para identificar os fatores que contribuem para as medidas de deformação. Os compósitos foram colocados sobre um extensômetro biaxial e fotopolimerizados, registrando desta forma o progresso da deformação de polimerização correspondente ao desenvolvimento do módulo de elasticidade. Estas medidas foram tomadas de acordo com o tempo. Os autores concluíram que a extensometria é capaz de medir a fase clinicamente significativa da contração de polimerização dos compósitos.

Versluis et al. em 1996, realizaram estudo para certificar se o uso de técnica incremental nas restaurações reflete em diminuição das tensões de contração do compósito resinoso na estrutura dental remanescente. Para isto utilizaram modelos numéricos de elementos finitos para representar o desenvolvimento dos campos de tensões de diferentes técnicas restauradoras incrementais. Foi observado que em restaurações com adequada resistência de união entre o compósito e o substrato, a técnica incremental aumenta a

deformação dos dentes. Esta deformação é causada pela somatória das tensões acumuladas em cada incremento que leva à deformação gradual da estrutura dentária. Isto leva à redução do volume de resina composta total necessária na cavidade, entretanto, causa alta concentração de tensão na interface dente-restauração.

Braga & Ferracane, em 2004, relataram que a tensão de contração de polimerização dos compósitos dentais está intimamente associada com as falhas marginais e interfaces das restaurações adesivas. A magnitude das tensões depende da composição do compósito (carga e matriz) e a fluidez na fase pré-gel, a qual é relatada com a configuração da cavidade e as características de cura dos compósitos. Os autores discutiram sobre os efeitos de taxas de polimerização lentas, protocolos alternativos de fotoativação para diminuir a tensão de contração de polimerização e uso de bases de baixo módulo de elasticidade. Também abordaram sobre o desenvolvimento de compósitos experimentais à base de metacrilato e recentes desenvolvimentos dos monômeros de baixa contração.

Em 2004, Louguercio et al., avaliaram a contração de polimerização linear e o efeito da contração dos compósitos na resistência adesiva da interface dentina-restauração sob diferentes técnicas de restauração (incremento único e técnica incremental). Foram avaliadas 3 situações (condicionamento total, condicionamento apenas do esmalte, sem condicionamento), os adesivos utilizados foram de 2 passos e as cavidades na superfície vestibular de dentes bovinos receberam 1 ou 3 incrementos dependendo do grupo. As amostras foram cortadas em palitos e estes foram submetidos ao teste de microtração. O grupo com incremento único e condicionamento total apresentaram os maiores resultados de tração, e os piores resultados foram para os grupos com condicionamento apenas no esmalte e sem condicionamento utilizando técnica incremental. Os autores concluíram que a técnica incremental não é capaz de diminuir os efeitos da contração de polimerização e que a adesão às paredes das cavidades é necessária para reduzir a formação de gaps.

Versluis et al., em 2004a, determinaram o desenvolvimento e a distribuição das propriedades que afetam a criação de tensões residuais em um compósito restaurador fotoativado. Para a realização deste estudo a microdureza e a deformação foram medidas durante e/ou após a fotoativação. Os autores encontraram como resposta que a microdureza apresentou relação não linear com a energia de luz aplicada, no entanto a deformação depende mais da intensidade de iniciação do que do tempo. Uma alta intensidade de iniciação resulta em alta contração, e a microdureza e os valores de deformação continuam aumentando após a iniciação da luz. A microdureza em função da energia de luz pode ser usada para descrever a transitoriedade das propriedades elásticas durante a polimerização. A deformação, a contração pós-gel e a tensão residual, dependem primeiramente da intensidade de iniciação da luz. Embora as propriedades mecânicas alcançadas com certo nível de energia de luz devem ser similares, tensões residuais podem diferir dependendo da intensidade de iniciação.

Braga et al., em 2005, fizeram revisão da literatura onde foram discutidos os fatores primários envolvidos com o desenvolvimento de tensão de contração. Os autores constataram que o desenvolvimento da tensão de contração pode ser considerado um fenômeno multifatorial. Dentre os fatores estão contração volumétrica, comportamento viscoelástico, cinética de reação e condições locais. Eles concluem que o entendimento deste assunto tem aumentado consideravelmente, levando ao desenvolvimento de novas técnicas e materiais que podem ajudar a minimizar os problemas.

Palin et al., também em 2005, fizeram estudo comparando deflexão de cúspides, microinfiltração e grau de conversão de compósitos resinosos à base de metacrilato e silorano, usadas em restaurações MOD de pré-molares extraídos. Eles encontraram que a deflexão de cúspide nos dentes restaurados com compósitos resinosos à base de silorano foi significativamente superior do que quando comparado com os dentes restaurados com metacrilato, o que sugere a diminuição da tensão de contração nas interfaces adesivas destes dentes. Observaram também que a diminuição do grau de conversão das resinas compostas à base de silorano quando comparadas às resinas de

metacrilato foi consequência da taxa de cura catiônica comparada com o mecanismo de polimerização por radicais livres.

Ilie e Hickel em 2006 analisaram as características da resina composta à base de silorano para restaurações dentárias em comparação com resinas de metacrilatos convencionais. Os autores mediram grau de conversão, dureza, e resistência à fluência das amostras em duas profundidades (2 mm e 6 mm). Não observaram diferenças na dureza entre os compósitos, observaram menor módulo de elasticidade para resina composta à base de silorano, e resistência ao escoamento menor para resina à base de metacrilato. Em conclusão, os autores afirmaram que resina à base de silorano apresentou boas propriedades mecânicas quando comparadas às resinas de metacrilatos.

Versluis & Tantbirojn, em 2009, descrevem no capítulo intitulado: “Relationship between shrinkage and Stress” do livro “Dental computing and applications: advanced techniques for clinical dentistry”, a relação entre contração e tensão. Os autores afirmam que as tensões residuais geradas pela contração de polimerização dos materiais restauradores têm sido associadas com um número de problemas e sintomas clínicos. O conceito de tensão de contração é intuitivo e complexo e que a tensão de contração depende de múltiplos fatores. Os autores propõem o uso do método de elementos finitos para se estudar a contração de polimerização, pois ele provê a integração dos vários conceitos para o estudo da contração. Discutem os conceitos e ajudam a delinear experimentos que envolvem contração de polimerização.

Em 2010, Marchesi et al. avaliaram as tensões de contração de um compósito resinosos à base de silorano e nanoparticulado com baixa contração comparados com 3 resinas compostas convencionais à base de metacrilato, usando 2 sistemas de medida (análise de tensão-deformação e máquina de ensaio com *feedback*). Resultados mostraram que compósito resinoso de metacrilato produziu menor resultado de tensão de polimerização. A tensão de contração foi maior para todos os compósitos quando testados com sistema de *feedback*. Este estudo confirmou que a redução da contração de polimerização não assegura a redução do desenvolvimento de tensões nos compósitos.

Ainda em 2010, Versluis et al. avaliaram as deformações dentárias durante os processos de contração e expansão e absorção de água. Cavidades MOD em molares humanos extraídos foram restauradas com compósitos resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos. Os dentes tiveram as imagens digitalizadas por scanner óptico antes preparo, após o preparo, após as restaurações, 1, 2, 4, 8, 16 e 24 semanas após as restaurações, sendo que neste tempo as amostras ficaram imersas em água. Os resultados encontrados foram que as superfícies vestibulares e linguais se moveram de 13 a 14 μm após as restaurações e após a imersão em água, a deformação das cúspides gradualmente diminuíram, revertendo a deformação causada pela contração em 4 semanas. Os autores concluíram que a deformação da contração de polimerização foi compensada pela expansão higroscópica com 4 semanas de imersão em água das restaurações hidrofóbicas, enquanto as restaurações hidrofílicas tiveram sua compensação em 1 semana.

Ferracane, em 2011, em uma revisão de literatura, descreve sobre propriedades e considerações clínicas de compósitos, por meio de artigos na base de dados Pubmed seguindo as citações dos artigos mais relevantes. O autor encontrou como resultados que o estado atual da arte de compósitos odontológicos, inclui grande variedade de materiais com ampla gama de propriedades mecânicas, manipulação, características e possibilidades estéticas. Este mercado altamente competitivo continua a evoluir, com a ênfase principal na produção de materiais com alta resistência ao desgaste, retenção e facilidade de polimento. As pesquisas mais recentes têm abordado a questão da contração de polimerização e das tensões de contração, que podem ter um efeito deletério sobre a união do dente ao compósito. O autor conclui que não existe material ideal disponível no mercado, mas atualmente o comércio odontológico apresenta materiais de alta qualidade, e quando utilizados adequadamente, tem se mostrado excelentes para procedimentos clínicos com adequada longevidade.

Ilie e Hickel em 2011 discutiram sobre a evolução das resinas compostas, suas características indesejáveis como a contração de polimerização, seus pontos fortes e implicações clínicas. Além disso,

discorreram também sobre as diferenças entre as categorias dos compósitos (híbridos, nanohíbridos, microparticulados, compactáveis à base de siloranos, e compósitos flow) em vista o comportamento mecânico, vantagens e habilidades. E por fim estabelece as necessidades e desejos dos clínicos para o desenvolvimento de resinas compostas.

Tantbirojn et al., 2011 avaliaram o efeito do pré-aquecimento do compósito resinoso e duração da fotopolimerização sobre a dureza e contração pós-gel. Foram usados os compósitos resinosos Filtek Z250 e Z350 XT (3M-ESPE) pré-aquecidos em dispositivo (AdDent) à temperatura de 68 ° C antes de ser fotopolimerizados por 5, 10, 20 ou 40 s. A dureza Vickers do topo (0 mm) e superfície inferior (2 mm) das amostras foi determinada 5 minutos após a polimerização. A contração pós-gel das resinas compostas durante a polimerização foram medidas por extensometria. Os autores concluíram que nas condições experimentais deste estudo, o pré-aquecimento dos compósitos causaram um ligeiro aumento nos valores de dureza e não afetou negativamente a contração pós-gel. Reduzir o tempo de polimerização, no entanto, diminuiu significativamente a dureza, tanto no topo (0 mm), quanto na superfície inferior (2 mm) da restauração. Os clínicos devem assegurar a fotopolimerização suficiente para obter boas propriedades mecânicas em vez de depender do pré-aquecimento do material.

Boaro, em 2011, realizou um estudo para validar o teste de tensão de polimerização através da correlação com resultados de diferentes testes de avaliação da qualidade de interface. A autora testou sete compósitos comerciais: (Filtek Z250/3M ESPE - Heliomolar/Ivoclar Vivadent - Aelite LS Posterior/Bisco - Filtek Supreme/3M ESPE - ELS/Saremco - Venus Diamond/Heraeus Kulzer - Filtek LS/3M ESPE). Foi realizado teste de *push-out*, de microinfiltração e análise de fendas, de deformação de cúspides e de tensão de polimerização. Os dados foram analisados e testes de correlações desenvolvidos. A autora concluiu que a tensão desenvolvida em um sistema de teste utilizando PMMA como substrato de colagem é um preditor da qualidade de interface de restaurações realizadas *in vitro* utilizando compósitos à base de dimetacrilatos.

2.4. Extensometria e Deflexão de cúspide

Sakaguchi et al. em 1991 afirma que a contração pós-gel de polimerização dos compósitos restauradores produz uma mudança volumétrica com o desenvolvimento do módulo de elasticidade e distribui tensões de contração através da interface da resina com o dente. Descreve o método para monitorar a contração de polimerização de compósitos restauradores utilizando extensômetros de resistência elétrica. Três tipos de compósitos resinosos (microparticulado, híbrido e resina para posterior) foram avaliados de acordo com a exotermia e contração durante a polimerização e variação da cor. Um tempo de polimerização de 60 s foi usado. O composto posterior (P-50) demonstrou a menor exotermia e contração de polimerização. As resinas de cores mais escuras apresentaram contração significativamente menor que os outros materiais. Os autores concluíram que o método de extensometria parece ser bem adequado para medição em tempo real do processo de cura e fornece um meio para o estudo da cinética de polimerização.

Jantararat et al. (2001) realizaram um trabalho com o objetivo de comparar duas técnicas de medição de deformação de cúspides sob carga oclusal: medição por deslocamento linear de cúspide e medição por extensometria. O estudo investigou a dependência relativa das duas técnicas na orientação vertical do dente em relação à direção da carga e as diferenças nos padrões de mudança em resposta a uma sequência de um preparo cavitário. Os autores concluíram que o método pela extensometria é mais prático e menos sensível à orientação do dente, e que a associação dos métodos podem fornecer mais informações que os mesmo usados separadamente.

Abbas et al. em 2003 investigaram o efeito de dois novos sistemas de polimerização (luz de arco de plasma, e fotopolimerizador convencional turbo-impulsionado) sobre o movimento das cúspides e microinfiltração de resina composta compactável em restauração de pré-molares extraídos. Preparos cavitários MOD padronizados foram realizados em 40 pré-molares humanos hígidos extraídos, os dentes foram restaurados variando os seguintes fatores (incremento único com as duas fontes de polimerização e técnica com 8

incrementos com duas fontes de polimerização, totalizando 4 grupos experimentais. A deflexão de cúspides foi medida em cada estágio da polimerização e os dentes termociclados antes da análise de microinfiltração. Os autores concluíram que a resina composta compactável não foi adequadamente polimerizada quando usado incremento único com luz de arco de plasma, e a técnica incremental apresentou adequada polimerização com as duas fontes de luz.

Lee e Park, em 2005, avaliaram a relação entre a quantidade de deflexão de cúspides e contração de polimerização linear em resinas compostas modificadas (compômeros). Os materiais testados foram Dyract AP, Compoglass F, Z100, Surefil, Pyramid, Synergy Compact, Heliomolar e Heliomolar HB, e o método utilizado foi medidor de deformação linear (LVDT). Os autores concluíram que a contração de polimerização e a deflexão de cúspides foram altamente correlacionadas ($p < 0,001$).

Lee et al. (2007) estudaram a deflexão de cúspide causada pela contração de polimerização durante a restauração de uma cavidade Mésio-ocluso-distal (MOD) em pré-molares. Os autores examinaram a influência da dimensão da cavidade, do fator C e do método de restauração na deflexão de cúspides. Utilizaram 30 pré-molares superiores extraídos preparados com quatro diferentes tamanhos de cavidade MOD, e divididos em seis grupos (combinação do tamanho do preparo com resina composta). Neste estudo, os autores avaliaram a deflexão de cúspides através de medidores de tensão por deslocamento linear. Os autores concluíram que a deflexão de cúspide aumentou com o aumento da dimensão da cavidade e do fator-C, e que o uso de uma técnica de inserção pode reduzir a deformação de cúspide.

Ratih et al. em 2007 estudaram a deflexão de cúspide em resposta a procedimentos restauradores com resina composta, e sua relação com o módulo de elasticidade. Utilizaram 10 pré-molares humanos extraídos com cavidades Mésio-ocluso-distal (MOD) conectados a um transformador de corrente diferencial direta (DCDT) anexado a cada cúspide e módulo de elasticidade medido por teste de flexão de três pontos. Os autores puderam

concluir que deflexão de cúspide tem relação direta com módulo de elasticidade.

Em 2008, Santos-Filho et al. utilizaram ensaio de extensometria e protocolo de fixação de extensômetros para investigar o efeito do comprimento do pino na deformação e resistência à fratura em dentes bovinos. 135 incisivos bovinos foram divididos em três grupos (n=45), cimentados com pino de fibra de vidro, pré-fabricados metálicos, e moldados e fundidos. Cada grupo foi subdividido em três de acordo com o comprimento do pino (5 mm, 7,5 mm e 10 mm). Foram utilizados extensômetros para medir a deformação e a resistência à fratura avaliada em máquina universal. Os autores concluíram que o pino de fibra de vidro foi eficaz nos três comprimentos.

O trabalho de Soares P et al., também em 2008, avaliou a deformação de cúspide e distribuição de tensões em pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dentária com adesivo de cianoacrilato e fios conectados ao sistema de aquisição de dados em meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão de 150 N em máquina de ensaio mecânico (0,5 mm/min). O tipo de preparo e material restaurador influenciou diretamente na deformação de cúspides. Os autores concluíram que as amostras com restaurações adesivas se comportaram biomecanicamente de forma similar aos dentes hígidos, enquanto que o comportamento dos dentes restaurados com amálgama foi mais parecido com o comportamento observado nos dentes com preparos sem restauração.

Campodonico et al., em 2011, testaram a deflexão de cúspides e profundidade de polimerização resultantes da utilização de diferentes técnicas

de inserção (incremento único, incremental e incremento único com transluminação) de duas resinas compostas (X-tra fil-VOCO; e Filtek Supreme Plus-3M ESPE). A dureza foi medida nas profundidades de 0,5 mm a 3,5 mm. Os autores não encontraram diferença na deflexão das cúspides entre as técnicas de inserção no uso do mesmo material. Filtek Supreme Plus apresentaram valores mais elevados de dureza em profundidades mais baixas que 1,5 mm na técnica de incremento único com transluminação, e na técnica de incremento único os valores de dureza foram menores nas profundidades de 2,0 mm para baixo. Desta forma, eles concluíram que as cúspides não foram afetadas pelas técnicas de preenchimento até a profundidade de 3,5 mm, que a Filtek Supreme Plus apresentou menores valores de polimerização abaixo de 2 mm de profundidade. A transluminação melhora a polimerização em cavidades mais profundas. Os autores ainda afirmaram que quando se utiliza resina composta, os clínicos devem estar mais preocupados com o efeito da técnica de polimerização que a técnica de inserção.

Kim e Park. (2011) examinaram a deflexão das cúspides de pré-molares superiores variando a técnica de inserção em incremento único e a técnica incremental em duas e três camadas com resinas compostas de diversos módulos de elasticidade. Os autores utilizaram as resinas Heliomolar (Ivoclar Vivadent), Heliomolar HB (Ivoclar Vivadent), Filtek Supreme XT (3M-ESPE), e Renew (Bisco). Cento e vinte pré-molares humanos foram coletados e divididos em quatro grupos de acordo com o material utilizado. Cada um destes quatro grupos foi então subdividido em três grupos de acordo com método de inserção do incremento. A deflexão das cúspides foi medida usando uma máquina de deflexão personalizada. O módulo de elasticidade de cada material foi medido utilizando teste de flexão de três pontos. Os autores concluíram que as técnicas de preenchimento incremental reduziu a quantidade de deflexão das cúspides em todos os grupos com diferentes módulos elásticos e que a quantidade de deflexão das cúspides mostrou uma correlação positiva com o módulo de elasticidade do compósito.

2.5. Resistência adesiva e coesiva

Nakabayashi et al., em 1982, avaliou a união entre monômeros resinosos 4-META, contendo grupos hidrofílicos e hidrófobos, à dentina e ao esmalte. O condicionamento do substrato dentário com cloreto férrico 3% e ácido cítrico 10%, previamente a união, mostrou-se eficiente em facilitar a infiltração dos monômeros resinosos no substrato dentário. Após a polimerização, foi observada boa adesão entre os monômeros e o substrato dentário. A resistência a tração entre o monômero e a dentina foi de 18 MPa. A avaliação por meio de microscopia eletrônica de transmissão sugeriu a existência de boa afinidade entre os monômeros e o substrato dentário. Ao contrário do que se pensava anteriormente, essa boa adesão não foi promovida por embricamento mecânico dentro dos túbulos dentinários, mas sim pela formação de uma camada híbrida, contendo fibrilas colágenas infiltradas por monômeros resinosos sobre a extensão da superfície dentinária.

Van Noort et al., em 1989, realizaram análise dos ensaios de resistência de união à tração e ao cisalhamento, e concluíram que técnicas comumente utilizadas para a medição da resistência de união pode dar apenas um valor nominal para a resistência de união e não a tensão verdadeira na fratura devido à natureza não-uniforme da distribuição de tensões entre o adesivo e dentina. Além disso, foi mostrado que a distribuição de tensões na interface pode ser afetada pelo modo de aplicação de carga, propriedades dos materiais, bem como módulo de elasticidade, e tamanho do cilindro de resina composta utilizado. Notaram ainda que, alterações de geometria e aplicação de adesivo na interface de união podem afetar a distribuição de tensão levando a significativo efeito na mensuração da resistência de união à dentina.

Pashley et al. (1999), em revisão de literatura, criticaram a utilização por muitos laboratórios, do ensaio de tração convencional para mensuração de resistência de união. Foi demonstrado que o teste de microtração é o ensaio mais apropriado para verificação da resistência de união de produtos odontológicos à estrutura dental, apresentando como vantagem possibilidade de testes de áreas muito pequenas, que possuem melhor distribuição de tensões, maior valor de resistência de união e prevalência de falhas adesivas e

falhas mistas. Além disso, várias aplicações deste teste e diferentes abordagens vêm sendo apresentadas. Assim, os autores concluíram que o teste de microtração permite mais versatilidade, no entanto possui técnica mais minuciosa, devendo ser padronizada para que diferentes pesquisas possam ser comparadas.

Armstrong et al., em 2001, investigaram a influência da armazenagem de espécimes em água e do fator cavitário (C) na resistência de união de um compósito à dentina utilizando adesivos com e sem carga. A dentina oclusal foi preparada e tratada com adesivo e restaurada. Os dentes foram incluídos em blocos de gesso e seccionados em palitos de aproximadamente 1,5 mm x 1,5 mm. Estes foram fixados em equipamento customizado de preparo controlado por computador (Microspecimen former) para serem torneados em geometria de haltere com área de seção de $\pm 0,5\text{mm}^2$. Os espécimes foram armazenados em água nos períodos de 30 e 150 dias e então fixados em dispositivo de microtração com adesivo a base de cianocrilato e testados. Foi observado maior valor de resistência de união para adesivos com carga e aqueles armazenados no período de 30 dias. Portanto, concluíram que a resistência de união é ameaçada pelo processo hidrólise e que a união em cavidades com baixo fator cavitário foi mais durável.

Sadek et al., em 2005, avaliaram a influência da velocidade de corte durante o preparo das amostras para teste de microtração na resistência de união e na integridade microscópica de sistema adesivo de frasco único ao esmalte e dentina. Trinta terceiros molares humanos foram restaurados com Excite e Tetric Ceram de acordo com as recomendações do fabricante, sendo metade em esmalte desgastado e ou metade em fatias de dentina. Após 24 horas de armazenagem em água destilada a 37°C, os dentes restaurados foram seccionados nos eixos x e y sob diferentes velocidades de corte: 100, 200 e 400 rpm, obtendo-se espécimes em forma de palito com 1,0 mm². Cinco amostras de cada grupo foram aleatoriamente selecionadas antes de serem submetidas ao teste e analisadas em MEV, enquanto o restante foi submetido ao teste de microtração. Em razão da variabilidade de amostras em dentina ser maior que em esmalte, a análise da influência da velocidade de corte foi

realizada separadamente, por substrato. Na análise por MEV, foi observado melhor integridade nas amostras de dentina quando comparadas com as de esmalte, na qual a integridade foi maior nos grupos cortados sob baixa velocidade. Portanto, concluíram que é um importante fator a ser considerado, principalmente envolvendo de esmalte, já que pode afetar os resultados de resistência de união e a integridade dos espécimes.

He et al., em 2007, investigaram se a técnica de inserção incremental e tamanho da cavidade afetariam a resistência de união da resina composta. Dois tamanhos de cavidades Classe I foram preparadas em dentina bovina, cavidades de 2X3 mm e cavidades de 2X5 mm e restauradas com técnica incremental em duas camadas ou técnico de incremento único. Após 24 horas de armazenamento em 37° C em água, a resistência de união por microtração foi medida a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados obtidos mostraram que não houve diferença significativa entre as técnicas de inserção, no entanto nas cavidades amplas a técnica de incremento único apresentou a menor força adesiva.

Soares et al. (2008b) afirmaram que valores de resistência de união pelo teste de microtração são influenciados pela forma da amostra e método de fixação ao dispositivo durante os testes. Para testar se a distribuição de tensão no interior da amostra de teste é afetada pela forma e método de fixação, simularam amostras retangulares e com ampulheta, e método de colagem em método de elementos finitos. Concluíram que as amostras devem ser coladas em seu maior número de faces possíveis e que as dimensões dos palitos devem ser criteriosamente definidas.

Nayif et al., em 2008, avaliaram a relação entre resistência de união e resistência coesiva pelo teste de microtração de restaurações de resina composta em cavidades restauradas com técnica de incremento único ou múltiplos. Cavidades classe I de 3 mm de profundidade foram preparadas em dentina de 16 molares humanos extraídos. Após armazenamento em água por 24 h, os dentes foram seccionados de forma a produzir palitos no sentido vestibulo-lingual em duas profundidades. Metade dos palitos foi usada para teste de resistência adesiva e a outra metade foi preparada constrição em

forma de ampulheta no corpo do material para teste de resistência coesiva. Os autores concluíram que tanto a resistência de união quanto de coesão do material diminui na maior profundidade da cavidade, que a técnica de incremento único apresentou resistência adesiva menor que a incremental em todas as profundidades.

Raposo, em 2010, avaliou o efeito da geometria do espécime, tipo de dispositivo de microtração, modo de fixação e tipo de agente fixador na resistência de união, modo de falha e distribuição de tensões de um sistema adesivo de condicionamento total de dois passos à dentina humana. Vinte terceiros molares humanos recém-extraídos tiveram a superfície oclusal removida expondo dentina média, a qual foi condicionada e tratada com adesivo de condicionamento total simplificado. Em seguida foram realizadas restaurações de resina composta. Os dentes foram seccionados em forma de haltere e palito e divididos entre três dispositivos: espécimes em forma de haltere fixado no dispositivo de Dircks, espécimes em forma de palito fixados no dispositivo de Geraldeli com adesivo SuperGlue, e palitos fixados em dispositivo de Geraldeli com cola Zapt. Os dispositivos foram submetidos ao teste de microtração, o modo de falha foi examinado em lupa estereoscópica e local de iniciação de falhas foi analisado por microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por dispersão de energia. Modelos tridimensionais de cada dispositivo e espécime foram criados e análises pelo método de elementos finitos foram feitas. O tipo de dispositivo de microtração utilizado não influenciou na resistência de união, mas sim no modo de falha e distribuição de tensões. O dispositivo de Dircks mostrou-se menos sensível à técnica, sendo menos crítico ao erro humano no momento de fixação do espécime e apresentou distribuição de tensão mais uniforme na camada adesiva.

Armstrong et al., em 2010, realizaram revisão de literatura em relação à mecânica, geometria, aplicação de carga, preparo dos espécimes, e outros parâmetros de testes realizados em “micro” testes de interfaces adesivas, delineando vantagens e limitações. O teste de microtração apresenta como vantagens: possibilidade de avaliação localizada da resistência de união, e diferentes espessuras de remanescente dentinário; avaliação de ângulos

diferentes dentro de mesmo preparo cavitário; permite uniformização da distribuição de carga por meio do dispositivo de fixação; menor quantidade de falhas coesivas em substratos; devido à pequena dimensão necessária para difusão de líquido pelo espécime é possível acelerar o envelhecimento este em meios de armazenagem; facilidade em realizar análise por microscopia das amostras; permite avaliação mecânica, morfológica e química de uma mesma amostra. Já como limitação apresenta dificuldade de execução da técnica, como falta de aparelhos adequados para obtenção dos espécimes, facilidade de desidratação do espécime, dificuldade de remoção do espécime do dispositivo de teste e até mesmo a dificuldade de execução do teste pela falta de consenso sobre qual dispositivo, adesivo e velocidade de aplicação de carga ser usado. Portanto, modo de preparo de espécimes, fixação e aplicação de carga, e as propriedades dos materiais são componentes que influenciam na distribuição de tensão e consequentemente na resistência de união e modo falha, sendo necessária a realização destes testes de forma padronizada.

2.6. Método de elementos finitos

No ano de 1998, Versluis et al. avaliaram por meio de método de elementos finitos a direção de contração dos compósitos para avaliar se este fenômeno realmente ocorre em direção à luz. Para a realização do estudo foram analisadas resinas auto e fotopolimerizadas e dados de transmitância de luz para os diferentes materiais, grau de conversão e tempo de contração foram usados nesta simulação. Os autores concluíram que a direção de contração não foi significativamente afetada pela orientação da entrada da luz, mas pela adesão da restauração ao dente e pelas superfícies livres. As diferenças nos padrões de polimerização entre as resinas auto e fotopolimerizadas foram mínimas. Concluíram que a direção de contração do compósito não vai de encontro à luz, mas depende predominantemente da forma da cavidade e da qualidade da adesão.

Ausiello et al (2001) relataram que a combinação de diversos materiais e geometrias complexas faz da análise de distribuição de tensões em dentes um processo muito complicado. Um modelo 3D de pré-molar superior

humano com preparo cavitário MOD e restauração foram simulados no método de elementos finitos. Um procedimento de validação do modelo foi executado com base em uma comparação de cálculos teóricos e dados experimentais. Duas diferentes condições foram simuladas: (a) tensões resultantes da contração de polimerização e (b) tensões resultantes da contração em combinação com o carregamento oclusal vertical. Três casos diferentes foram analisados: dente hígido, dente com uma cavidade classe II MOD restaurado com compósito resinoso de alto módulo de elasticidade (25 GPa) e dente com uma cavidade classe II MOD restaurado com resina de baixo módulo de elasticidade (12.5 GPa). Os movimentos de cúspide induzidos pela contração de polimerização e pelo carregamento oclusal foram avaliados. Os autores concluíram que a deflexão de cúspides foi maior para os compósitos mais rígidos, e que falhas prematuras devido às tensões decorrentes da contração de polimerização e carregamento oclusal podem ser evitadas pela seleção adequada e combinação de materiais.

Versluis et al. (2004b) realizaram um estudo onde calcularam e validaram a deformação em dentes restaurados com resina composta decorrente da contração de polimerização. Aplicaram três diferentes configurações de restauração em modelo de elementos finitos de um molar. As propriedades dos materiais foram determinadas experimentalmente e usadas para alimentação dos modelos computacionais, o padrão de deformação oclusal, os estados de tensão residual do dente, da restauração e da interface foram calculados usando um modelo de polimerização baseado no conceito de contração pós-gel. Medições de deformação relatou calibre e padrões de deformação oclusal foram usados para validação. Os autores concluíram que as tensões de contração foram maiores quando havia maior perda de estrutura dentária e os valores de tensão máxima encontrados para diferentes configurações de preparo não foram decisivamente diferentes. Os autores concluíram que o modelo validado indica que tensão de contração não pode ser baseada apenas em propriedades de configuração da restauração, mas tem que ser abordada como um padrão distribuído que depende da localização e das propriedades do dente e da restauração.

Misra et al. em 2005 desenvolveram um modelo de elementos finitos baseado com propriedades de recentes medidas micromorfológicas, químicas e mecânicas da interface adesivo-dentina usando microespectrometria confocal Raman e escaneamento por microscopia acústica. Os resultados foram inseridos no modelo de elementos finitos indicando que a distribuição de tensões e concentrações é afetada pela microescala das propriedades elásticas das várias fases que compõe a interface dentina-adesivo que foi considerada como material anisotrópico. O estudo paramétrico avaliou o efeito da anisotropia na distribuição das tensões micromecânicas nas fases da camada híbrida e na dentina peritubular. Os autores concluíram que a anisotropia afeta a região e a extensão da concentração de tensões, bem como o local da máxima concentração de tensões. A anisotropia das fases pode afetar o provável local de início da falha.

Meira et al. em 2007 propuseram estudo para determinar a tensão de contração de compósitos por meio de método de elementos finitos, com diferentes condições de restrição definidas pela complacência e o fator C nos sistemas de testes, e módulo de elasticidade dos substratos aderidos. Os materiais foram considerados elásticos, homogêneos e isotrópicos e a contração foi simulada por analogia térmica. Os autores puderam concluir que o fator C sozinho não é capaz de influenciar a concentração de tensões, mas quando associado à complacência e ao módulo de elasticidade, afeta significativamente as tensões.

Ausiello et al. em 2011 realizaram um estudo com o objetivo de aplicar metodologias numéricas para simular o comportamento de um dente restaurado e avaliar comportamento de fadiga decorrente da geração de tensões na interface, dente e restauração decorrentes do processo restaurador e da mastigação. Preparo classe II MOD foi simulado em modelo 3D com elementos de malha tetraédrica, simulação de fadiga foi realizada através da combinação de uma simulação estática preliminar baseada nas leis mecânicas de fadiga. Os autores concluíram que o método descrito pode ser adotado com sucesso para gerar modelos 3D detalhados de molares, com diferentes cavidades e materiais restauradores para análise de elementos finitos, e que

este método poderia ser rapidamente implementado para outras aplicações dentárias ou biomecânicas.

Meira et al. em 2011, frente aos resultados contraditórios presentes na literatura a respeito do papel da contração dos compósitos e do módulo de elasticidade na determinação da contração de polimerização, propuseram estudo com o objetivo de entender os mecanismos de teste e poder explicar as divergências entre os estudos. A hipótese gerada foi que o efeito da contração do compósito e do módulo de elasticidade nas tensões depende também da complacência do sistema de teste. Um aparato comumente usado neste tipo de teste foi simulado por análise de elementos finitos com diferentes níveis de complacência definidos pelo substrato aderente (metal, vidro, compósito ou resina acrílica). Foram modelados compósitos com os módulos de elasticidade variando de 1 a 12 Gpa e o volume de contração variou de 0,5 e 6%, e a contração foi simulada por analogia térmica. Os autores confirmaram a hipótese de que efeito da contração do compósito e do módulo de elasticidade nas tensões depende também da complacência do sistema de teste. Quando a contração e o módulo aumentaram simultaneamente, as tensões aumentaram independente do substrato. Entretanto, se a contração e o módulo foram inversamente relatados, suas magnitudes e interações com o material do substrato colante determinaram as respostas das tensões.

Versluis e Tantbirojn em 2011 discutem sobre a distribuição de tensões em dentes hígidos e restaurados. Os autores compararam a distribuição de tensões em dentes restaurados com amálgama e resina composta aos dentes hígidos, usando análise pelo método de elementos finitos. Eles concluíram que o amálgama gera tensões no esmalte muito mais elevadas que resina composta, preenchendo a cavidade, mas não restaurando o dente. Para as resinas compostas também verificaram a geração de tensões de contração de polimerização nas estruturas, e sugeriram que a busca na minimização dos efeitos da contração de polimerização devem ser perseguidos.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Estudar o efeito do material restaurador e da técnica de inserção na deflexão de cúspides, no módulo de elasticidade, dureza Vickers, resistência de união e coesão do material restaurador e tensões geradas na restauração de cavidades classe II em molares com grande perda estrutural. Além de verificar as possíveis correlações entre os resultados das metodologias empregadas.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Delineamento experimental:

1. *Unidade experimental:* terceiros molares humanos extraídos restaurados com compósitos resinosos e modelo bidimensional de análise por elementos finitos.
2. *Fatores em estudo:* Técnica de inserção em 3 níveis (único, 8 incrementos, 16 incrementos) e material restaurador em 3 níveis (Filtek P90, Filtek Z350 XT e Aelite LS Posterior).
3. *Variáveis de respostas:* deflexão de cúspide (μs), resistência de união e coesão do material (MPa), contração de polimerização pós-gel (%), módulo de elasticidade (Gpa), dureza Vickers (VHN), e distribuição de tensões e deformações (Mpa e μs).
4. *Método de análise:* Ensaio de extensometria, ensaio de microtração, ensaio dinâmico de endentação Vickers e análise por método de elementos finitos.
5. *Forma de análise dos dados:* Para os dados de deformação foi empregada análise de variância fatorial com parcela subdividida (3X3), sendo as parcelas tipo de compósito resinoso em 3 níveis e técnica restauradora em 3 níveis. A subparcela região dental também foi em dois níveis (cúspide vestibular e lingual) e teste de Tukey. Para os dados de resistência de união foi empregada análise de variância fatorial com parcela subdividida (3X3), sendo as parcelas tipo de compósito resinoso em 3 níveis e técnica restauradora em 3 níveis e a subparcela região da restauração (topo e base da restauração) e teste de Tukey. Os dados de distribuição de tensões e deformações no método de elementos finitos foram analisados de forma descritiva. Correlações de Pearson entre os dados obtidos foram realizadas.

4.2. Seleção dos dentes

Foram selecionados 117 terceiros molares inferiores humanos, livres de cárie e trincas, defeitos estruturais ou restaurações, de idade semelhante, coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da

Universidade Federal de Uberlândia com prévio consentimento dos pacientes, e doados para serem utilizados na pesquisa (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: N° 352/10). Após análise em lupa estereoscópica (Leika Ecafix, Tokyo, Japan) com aumento de 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas foram descartados (Figura 1).



Figura 1. Padrão dos molares selecionados para o estudo.

As dimensões das coroas foram obtidas pela mensuração com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil), para a porção coronária nos sentidos méso-distal, cérvico-oclusal-mesial, cérvico-oclusal-distal, vestibulo-lingual e distância entre cúspides. Os dentes que apresentaram variação anatômica da configuração das coroas e dimensões com variação maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e submetidos à profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, sendo armazenados em água destilada à 37°C (Figura 2).

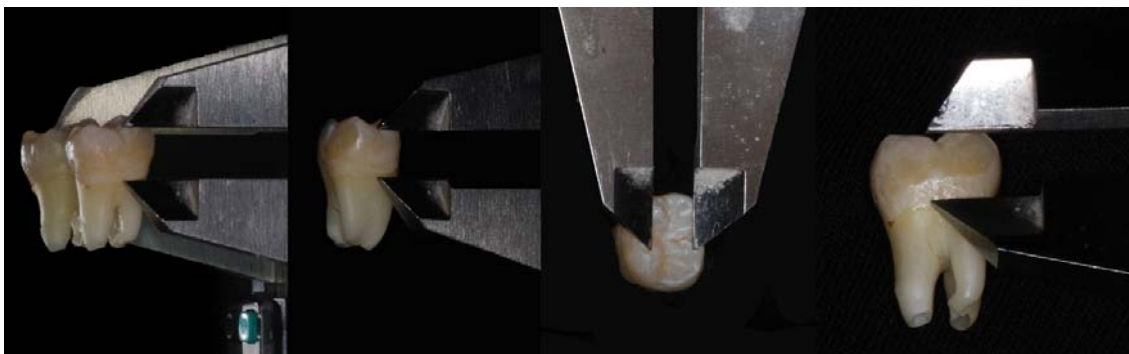


Figura 2. Padronização dos molares selecionados

4.3. Grupos experimentais

Os 117 terceiros molares inferiores humanos selecionados foram distribuídos aleatoriamente em 9 grupos experimentais (n=13) definidos pela combinação dos fatores de estudo:

I- Tipo de material restaurador:

- Compósito resinoso de baixa contração (Filtek P90, 3M-ESPE);
- Compósito resinoso convencional (Filtek Z350 XT, 3M-ESPE);
- Compósito resinoso de baixa contração (Aelite LS Posterior, BISCO);

II- Técnica de inserção do compósito resinoso:

- Técnica de inserção de incremento único;
- Técnica de inserção de 8 incrementos;
- Técnica de inserção de 16 incrementos;

4.4. Inclusão dos dentes

Para simulação do alvéolo artificial, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil). O processo de inclusão e materiais utilizados foram baseados nos princípios descritos por Soares et al., em 2005. O dente foi demarcado com caneta para retroprojeto distando 2 mm apicalmente da junção cimento-esmalte. Após a demarcação das raízes, estas foram fixadas em película radiográfica com perfuração central. Esse conjunto

foi posicionado em placa de madeira com perfuração, seguido da fixação de cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com altura de 20 mm e diâmetro de 22 mm. A fixação do cilindro foi feita com uso de cera aquecida. A resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida no interior do cilindro. Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram limpos para remoção de restos de cera usados na fixação dos cilindros. Os cilindros de resinas foram planificados nas superfícies inferiores com o uso de lixadeira (APL-2 Arotec, São Paulo, São Paulo, Brasil) e nas superfícies superiores com uso de peça de mão em baixa rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil), eliminando excessos de resina (Figura 3).

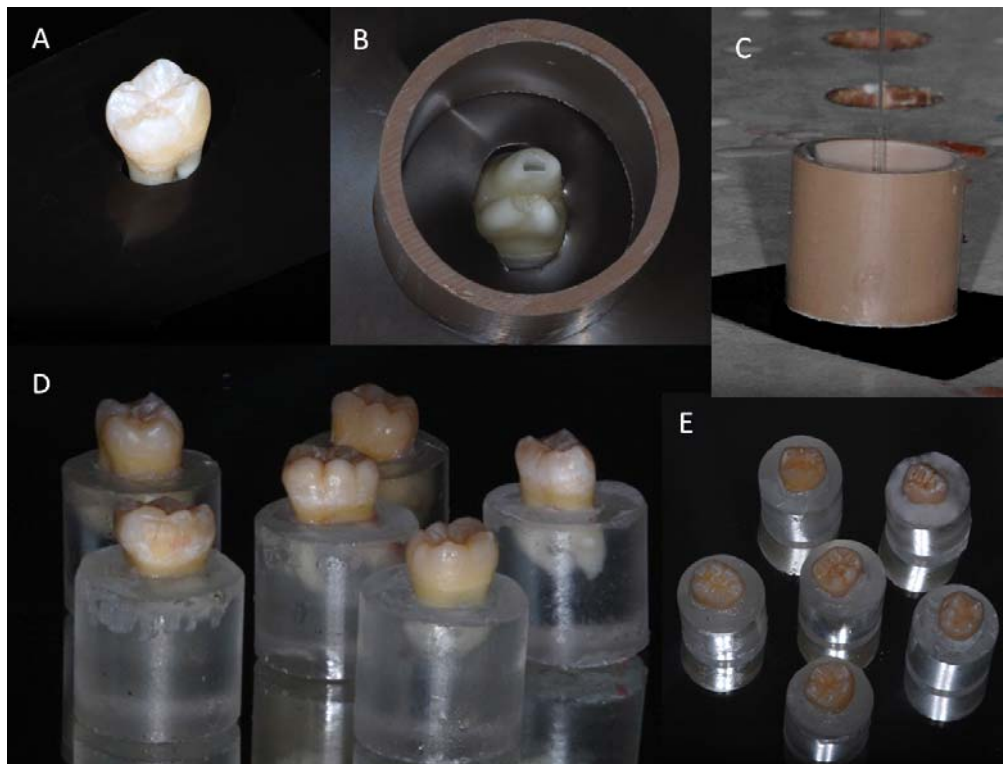


Figura 3. A – Película radiográfica com perfuração central posicionada a 2 mm abaixo do limite cervical; B – Posicionamento do cilindro de PVC; C – Resina de poliestireno sendo vertida no cilindro; D e E – Molares incluídos.

4.5. Preparo cavitário das cavidades Classe II MOD

Usando ponta diamantada N° 3099 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) e sob irrigação constante, foi realizado preparo padronizado das cavidades classe II Mésio-ocluso-distal de todos os dentes. Todos os preparos tiveram 4 mm de profundidade ocluso-cervical a partir da crista marginal mesial e distal de cada dente, e a dimensão vestibulo lingual correspondeu a 4/5 da distância entre as cúspides de cada molar selecionado. As medidas foram fielmente obedecidas com o uso da máquina padronizadora de preparos (Soares et al., 2008). As amostras foram preparadas por um só operador, e as pontas diamantadas foram descartadas a cada 5 preparos cavitários (Figura 4).

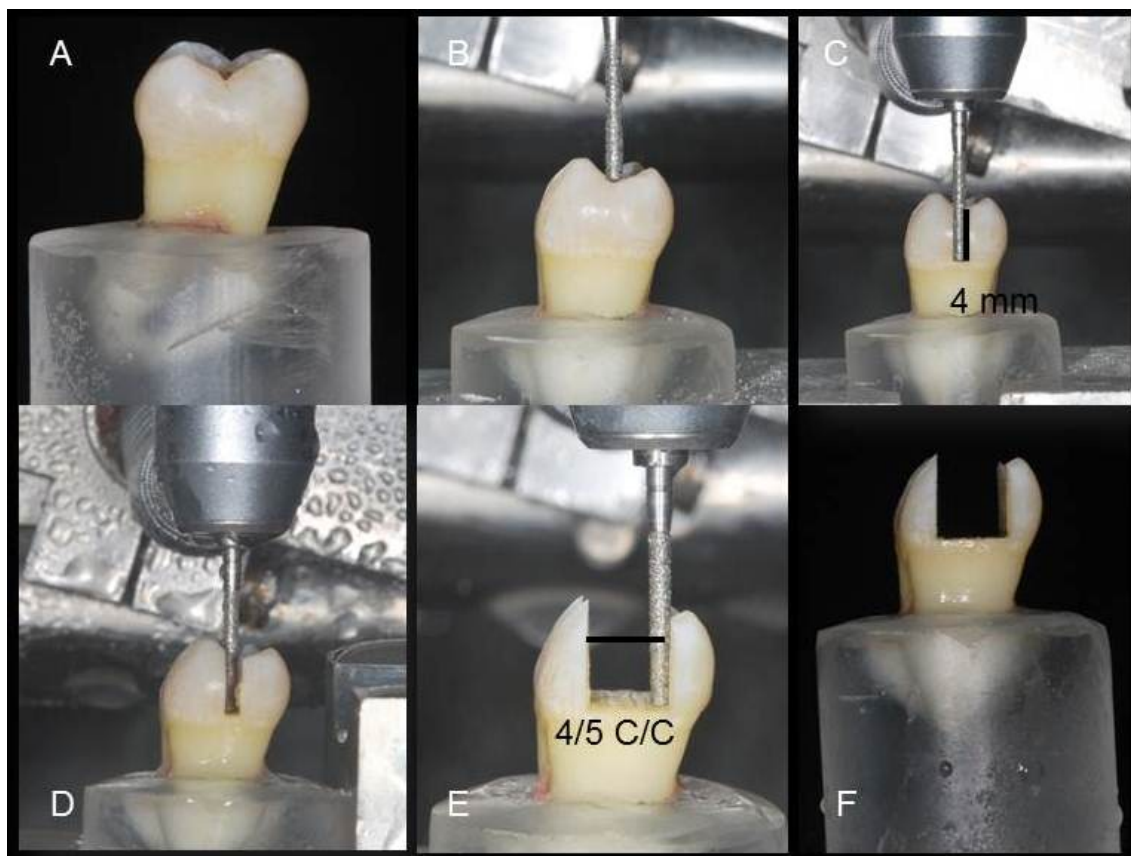


Figura 4. A – Molar hígido; B – Broca posicionada na crista marginal; C – Broca posicionada a profundidade de 4 mm; D – Preparo sendo confeccionado no sentido Mésio-distal; E – Preparo sendo confeccionado no sentido vestibulo-lingual; F – Aspecto final do preparo cavitário.

4.6. Ensaio mecânico de extensometria – Deflexão de cúspides

Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de desenvolver análises das deformações das amostras por meio da associação de extensômetros (Sakaguchi et al., 1991; Soares et al., 2006). Dez amostras de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para serem submetidas ao ensaio de extensometria. Nestas amostras, extensômetros tipo PA-06-060CC-350L (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,07 foram utilizados. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com $21,01 \text{ mm}^2$, resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. A resistência elétrica de cada extensômetro foi periodicamente conferida utilizando-se multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, SP, Brasil), (Figura 5).

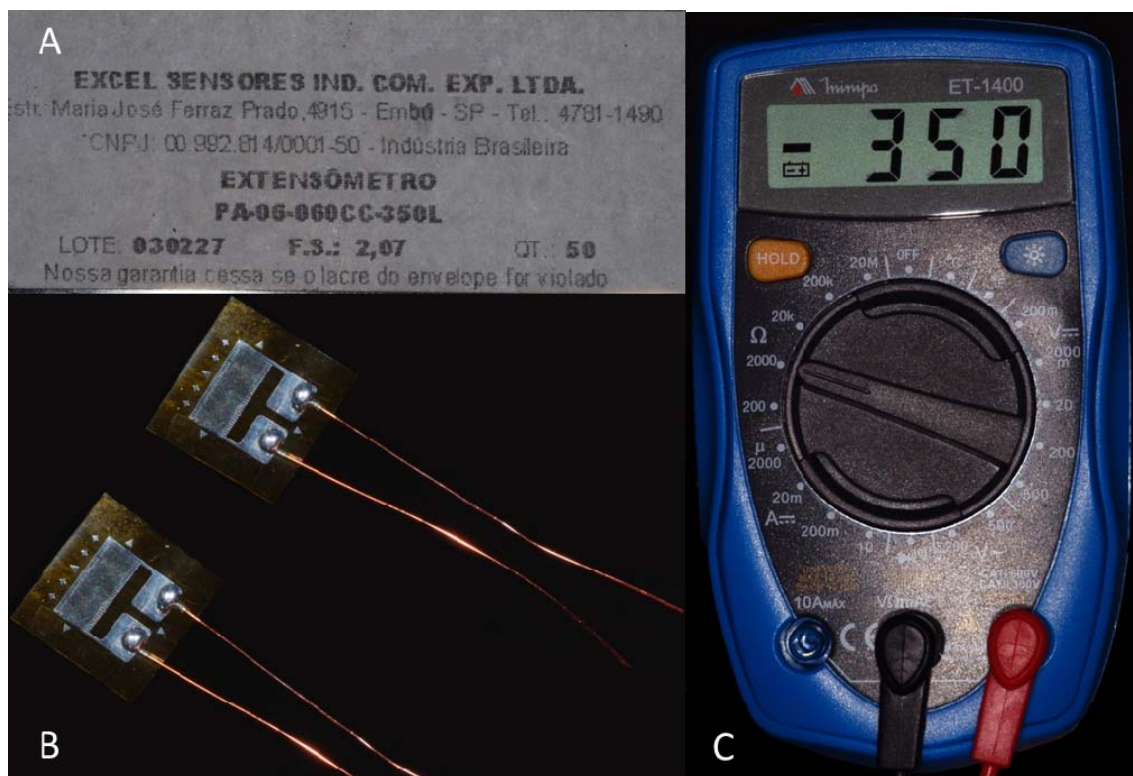


Figura 5. A – Especificação do Fabricante; B – Extensômetros utilizados; C – Resistência elétrica do extensômetro sendo conferida com multímetro digital.

Para fixação dos extensômetros, foi seguido o protocolo descrito por Santos-Filho et al. (2008), sendo realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os extensômetros foram colados no esmalte coronário das faces vestibular e lingual ao nível do termino mesial e distal de cada preparo cavitário paralelos ao longo eixo do dente. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil), (Figura 6).

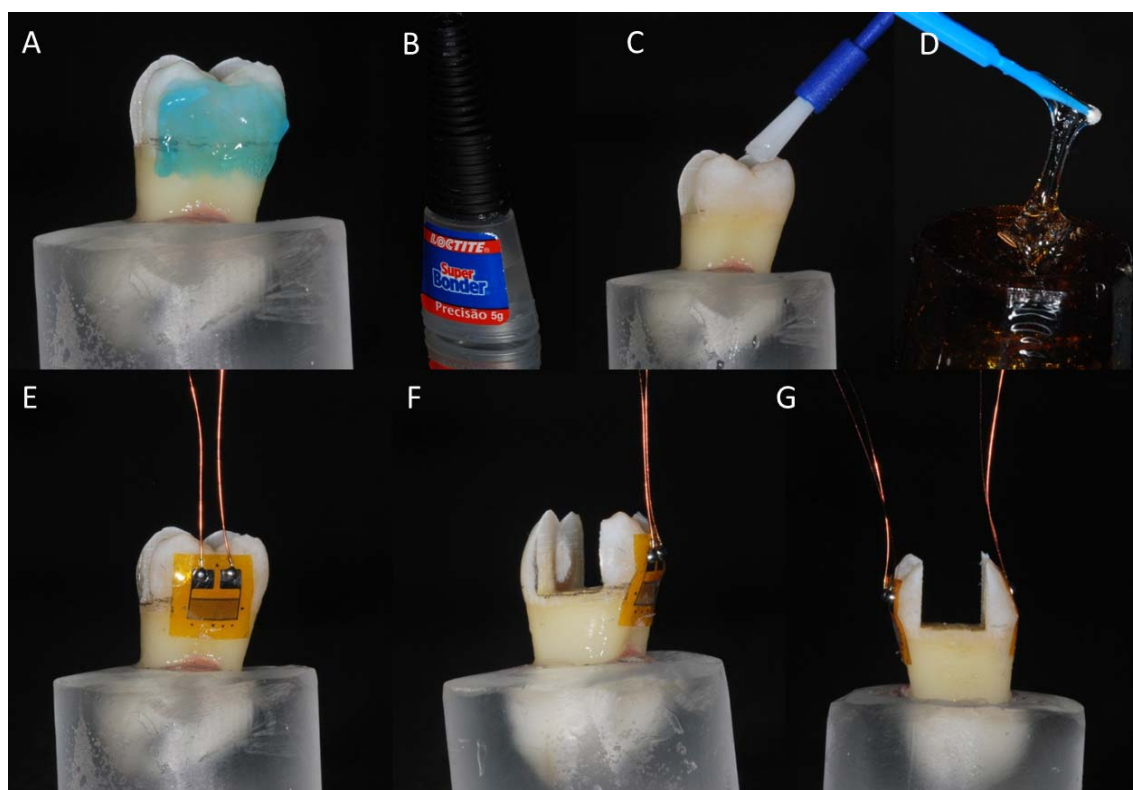


Figura 6. A - Aplicação do ácido fosfórico em esmalte; B e C – Aplicação da cola de cianoacrilato; D – Gel hidrossolúvel como isolante para os dedos; E, F e G – Posicionamento dos extensômetros entre a base do preparo e a cervical dos molares.

O excesso de adesivo foi removido e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) e a um micro computador (Figura 7).

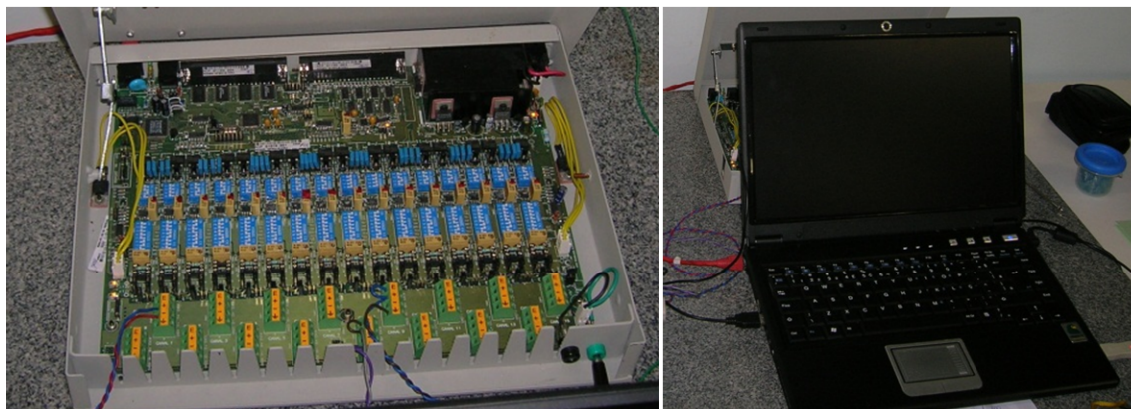


Figura 7. Placa de aquisição de sinais e microcomputador.

Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de meia ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como amostra de compensação de temperatura provocadas por variações no ambiente.

As amostras foram posicionadas no aparelho de mensuração de contração do Laboratório Integrado de Pesquisa – FOUFU (Sousa SJB, CNPq/2010-SAU 004), (figura 8).



Figura 8. Aparelho de mensuração de contração de polimerização e deflexão de cúspide.

Para confecção do aparelho foi realizado um projeto em Auto CAD onde foram definidas dimensões e disposição de cada peça, assim como indicação dos locais de inserção do compósito resinoso e adaptação do strain-gauge. Como inovação do equipamento e possibilitando ampliar a versatilidade foi criada mesa de coordenadas com micrômetros de alta precisão e cursores de 20 mm (Mitutoyo, Tokyo Japan) acoplados nas laterais que permitem a movimentação da mesa nas coordenadas (X,Y). Para aferição da distância entre a ponteira do fotopolimerizador e o strain-gauge foi empregado um relógio comparador da Mitutoyo com um cursor de 20 mm.

Cada resina composta foi utilizada com o sistema adesivo correspondente e seguindo rigorosamente as instruções do fabricante (Figura 9).

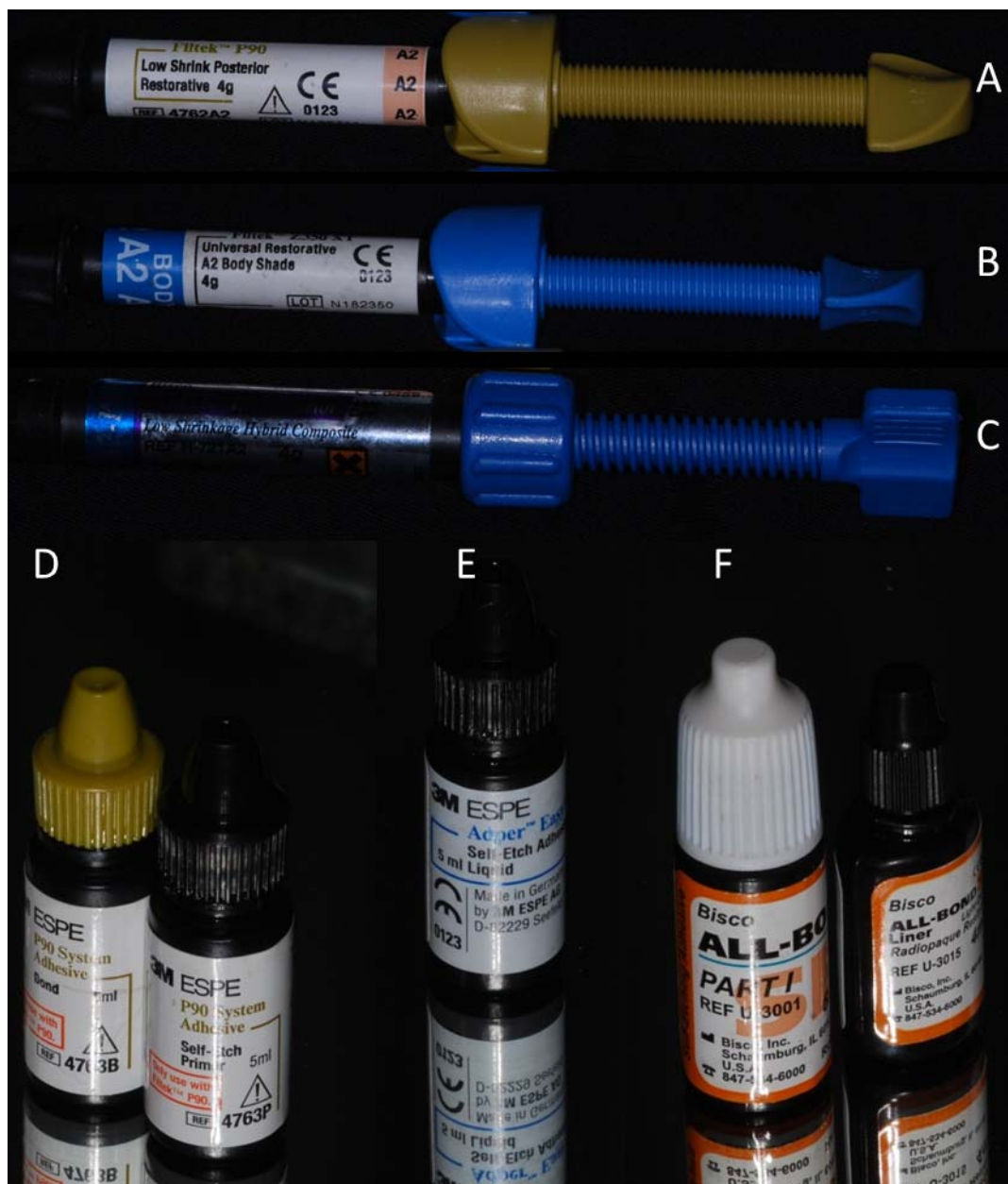


Figura 9. A – Compósito resinoso P90; B – Compósito resinoso Filtek Z350 XT; C – Compósito resinoso Aelite LS Posterior; D – Adesivo P90 System Adhesive; E – Adesivo Adper Easy one; F – Adesivo All Bond SE.

A composição das resinas compostas utilizadas está descrita na Tabela 1.

Tabela 1 – Resinas Compostas testadas no estudo (informação fornecida pelos respectivos fabricantes).				
Resinas Compostas	% (vol.) de carga	Tamanho das partículas	Matriz	Fabricante
Filtek P90	55	0,05 – 5,0 μm	TEGDMA e ECHCPMS	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
Filtek Z350 XT	60	75 nm – 1,4 μm	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
Aelite LS Posterior	74	0,06 – 5,0 μm	Bis-GMA e UDMA	BISCO, Schamburg, IL, USA

Para que cada incremento apresentasse as mesmas dimensões em todas as amostras foi confeccionado um molde em teflon com as dimensões em mm^3 dos três incrementos. O incremento único possuiu volume de 221,3 mm^3 , o incremento da técnica de 8 incrementos possuiu 27,66 mm^3 e o usado na técnica de 16 incrementos 13,83 mm^3 (Figura 10).

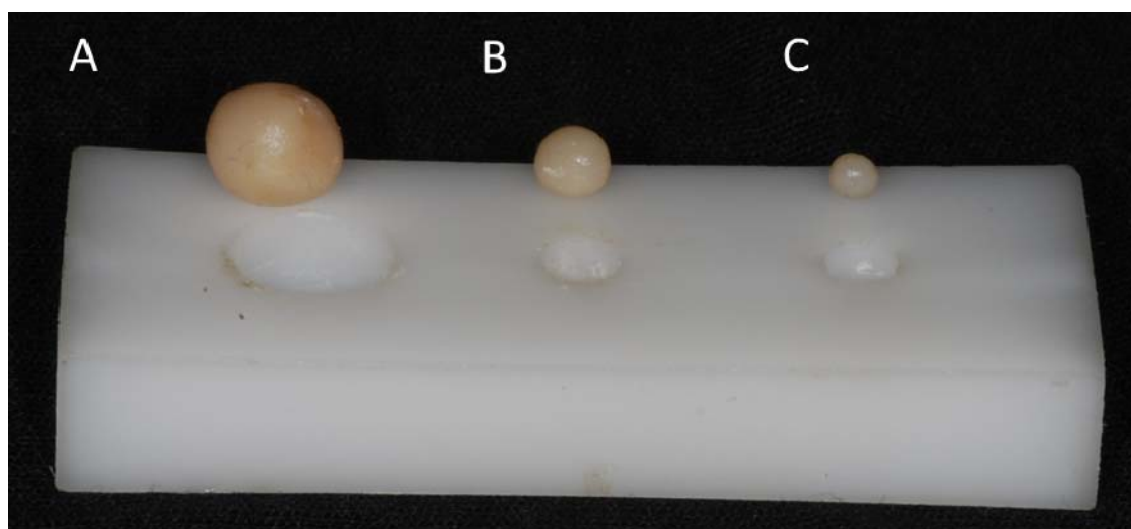


Figura 10. Molde com o volume dos incrementos.

Todos os incrementos foram polimerizados por 40 segundos, com a ponta polimerizadora colocada no centro da face oclusal, e o ensaio foi gravado até 10 minutos após a última polimerização. Os dados obtidos por meio da placa de aquisição (AqDados, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) foram capturados por software específico (AqAnalysis, Lynx, São Paulo, SP, Brasil), sendo obtidos o valor de deformação por amostra. A placa de aquisição de dados coletou 1 nível de microdeformação (μs) a cada 0,25 segundos. Após 24 horas do ensaio de extensometria, as amostras foram direcionadas para ensaio de microtração (Figura 11).

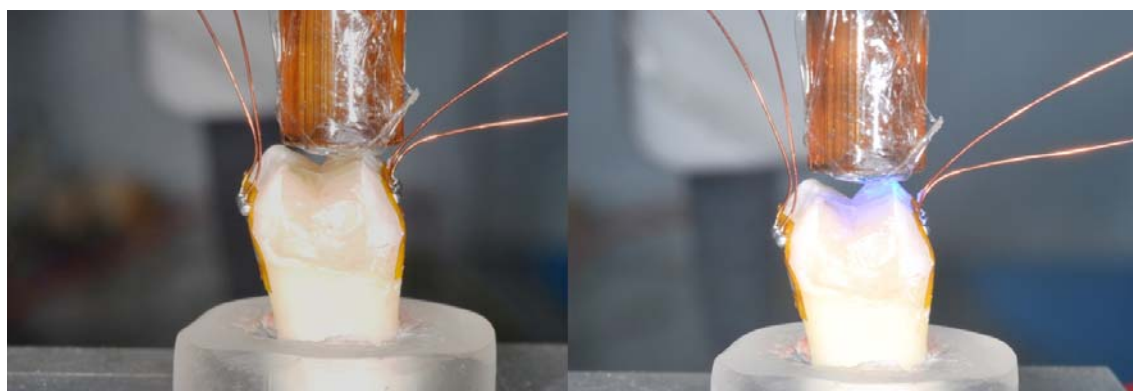


Figura 11. Dentes molares no momento da polimerização do último incremento.

4.7. Ensaio mecânico de microtração

Após o ensaio de extensometria os cilindros com os dentes foram fixados em dispositivo metálico posicionado em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, USA). Foi realizada a remoção da face oclusal do elemento dentário com disco diamantado (EXTEC DIA WAFER BLADE 4" X .012 X $\frac{1}{2}$ (102 mm X 0.3 mm X 127 mm) em velocidade de 300 rpm com constante irrigação. Posteriormente, o dispositivo foi reposicionado de forma a permitir novos cortes paralelos ao longo eixo do dente no sentido vestibulo-lingual e perpendicularmente ao longo eixo do dente obtendo-se palitos de interação entre a resina composta e dentina com 10mm de comprimento e área de secção de 1mm^2 em duas profundidades cavitárias (topo e base da restauração (Figura 12).

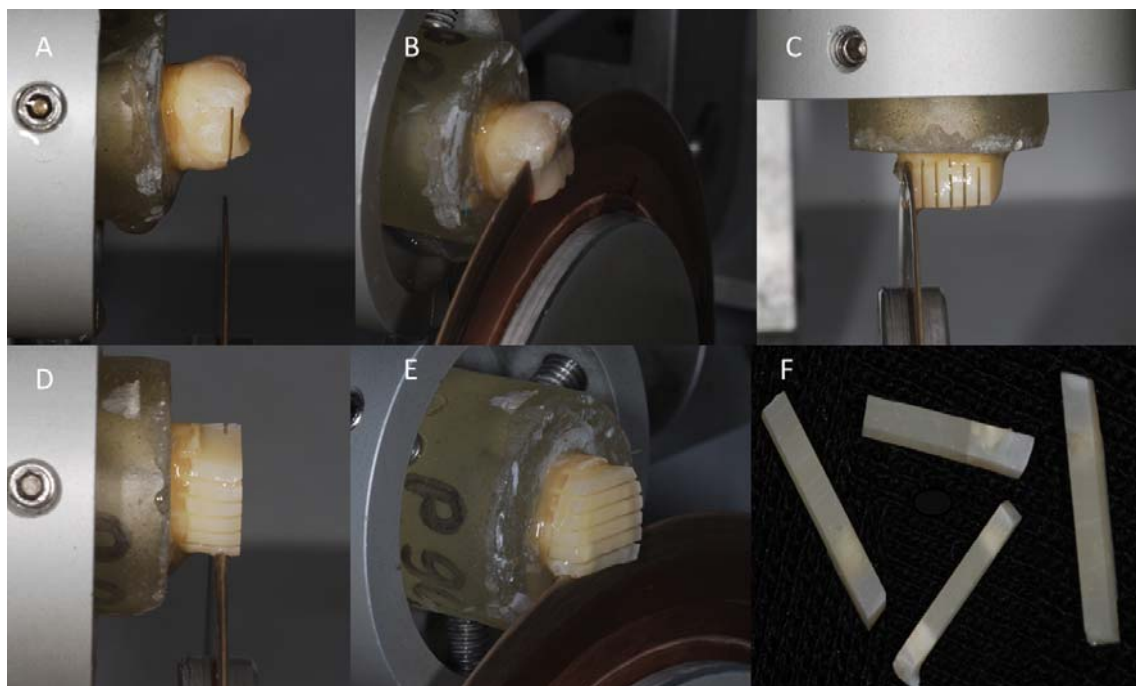


Figura 12. A e B – Remoção da face oclusal; C – Cortes no sentido longitudinal do molar; D – Cortes dos palitos do topo da restauração; E – Cortes dos palitos da base da restauração; F – Palitos obtidos.

Os palitos das extremidades e aqueles próximos ao corno pulpar foram excluídos. Metade dos palitos de cada profundidade foi usada para verificar resistência adesiva entre resina composta e dentina e a outra metade foi utilizada para verificar resistência coesiva da resina composta, nestes foram confeccionados constrição com broca esférica diamantada nº 1013 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) no centro da resina objetivando direcionar as tensões nesta região (Figura 13).

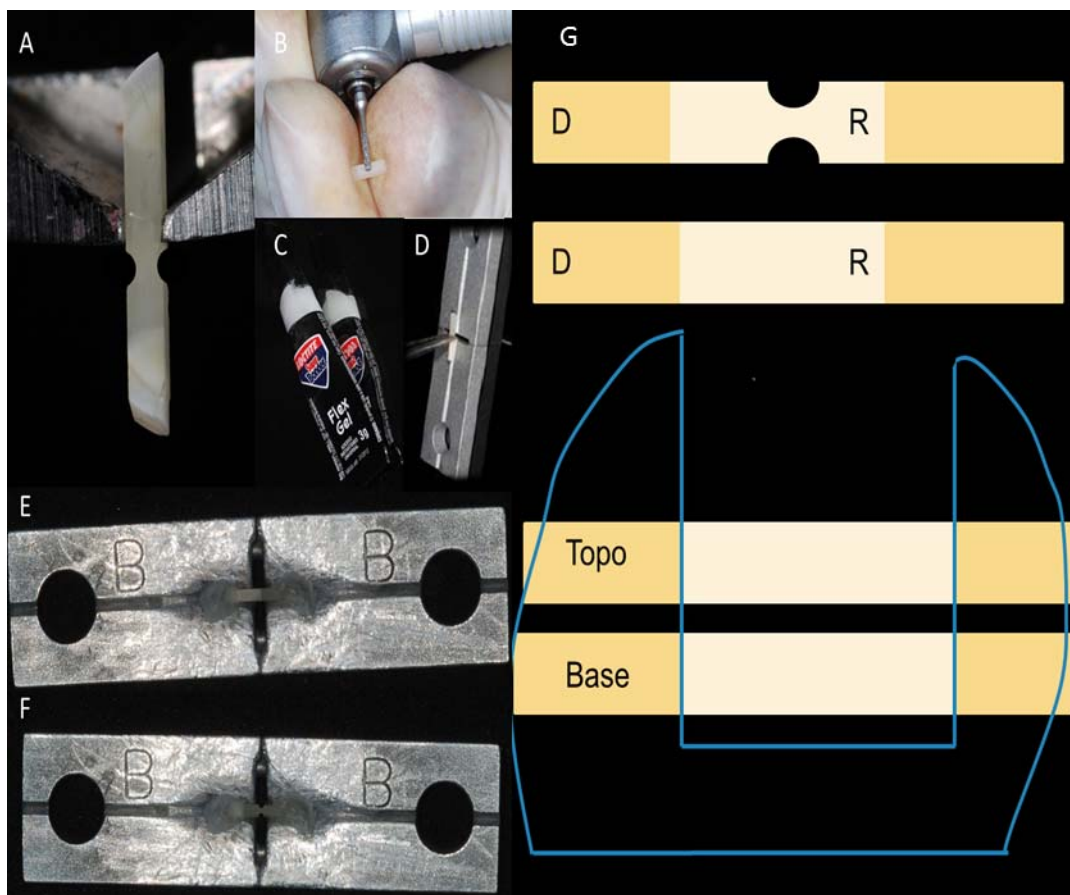


Figura 13. A e B – Confeção da constrição no corpo da resina composta dos palitos utilizados para teste de resistência coesiva; C e D – Cola de cianocrilato em gel para fixação do palito e posicionamento do mesmo; E – Palito para resistência adesiva preparada para o teste. F – Palito para resistência coesiva preparada para o teste. G – Esquema ilustrativo do palito com constrição para teste de coesão e do palito sem constrição para teste de adesão, e das profundidades topo e base da restauração.

Cada palito foi fixado ao dispositivo de Geraldini (Perdigão et al., 2002). Este posicionamento foi feito de forma que o longo eixo do espécime fosse autorregulado pelo sulco existente no dispositivo, além disso, a interface adesiva ou constrição estivessem localizadas no espaço entre a porção superior e inferior do dispositivo acoplado a máquina de ensaios mecânicos. Os palitos foram fixados com adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Flex Gel, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil), que foi aplicado por

todas as faces do palito deixando livre apenas a região da interface adesiva ou da constrição para teste, obtendo assim melhor distribuição de tensões na amostra (Soares et al., 2008b). Acelerador de presa (Zip KickKer – PT 50, Hobby Tools, Melbourne, Victoria, Austrália) foi aplicado sobre a cola após 5 s objetivando acelerar a presa do adesivo a base de cianoacrilato. O dispositivo foi posicionado na máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000 São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) e submetido a carregamento de tração a velocidade de 0,5 mm/min até a ruptura do palito. Em seguida, mensurou-se a sessão da área de falha do palito fraturado com paquímetro digital (Mitutoyo CD15, Mitutoyo, Kawasaki, Honshu, Japan). Os valores de resistência de união foram calculados por meio da relação da força máxima (N) dividida pela área (mm²) fraturada dos palitos.

4.8. Análise do padrão de falha

Após análise dos palitos testados em microscópio óptico as fraturas foram classificadas em: A – falha adesiva; CR – coesiva em resina composta e M – mista (Figura 14).

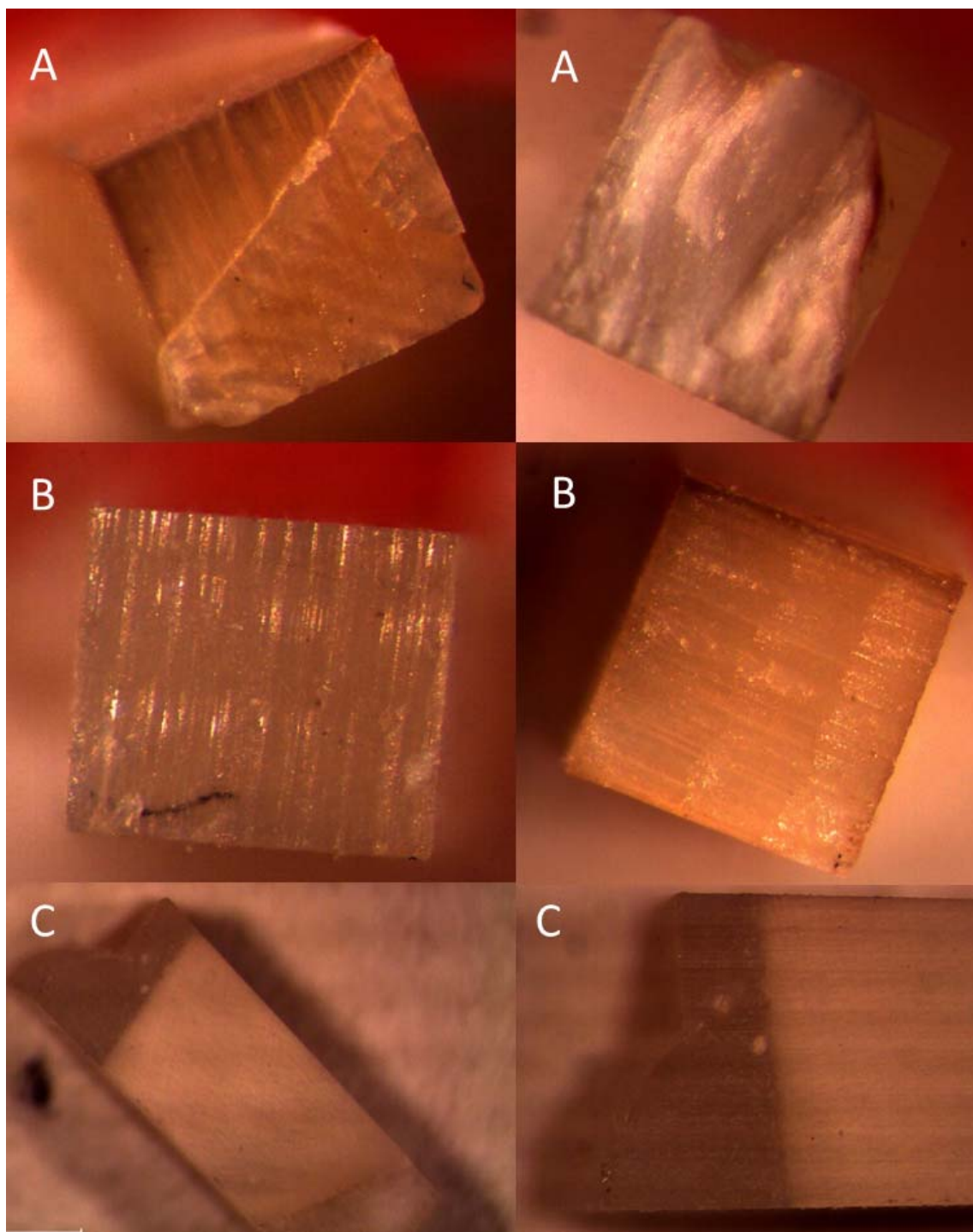


Figura 14. A – Exemplo de palito classificado como falha mista; B - Exemplo de palito classificado como falha adesiva; C - Exemplo de palito classificado como falha coesiva.

4.9. Contração pós-gel das resinas compostas

Para cada material, uma porção de resina composta (n=10) com 2 mm x 2 mm com 1 mm de espessura foram inseridas sobre o strain-gauge bidirecional (CEA-06-032WT-120 M & M, Raleigh, NC, USA). Para padronização deste volume foi usada a matriz em teflon com orifício de 13,83 mm³. A unidade de fotoativação de luz halógena (Demetron LC, Kerr, Orange, CA, EUA) foi posicionada com a ponteira distando 2 mm do extensômetro e acionada por 40 segundos sendo os sinais de intensidade luminosa capturados por um sensor foto-célula (Sanyo AM-1417). A deformação nas duas direções (X e Y) foi capturada durante os 40 segundos de ativação e até 10 minutos depois de polimerizados. Os dados foram exportados para planilha em Excel e estes convertidos em arquivo.txt com combinações que puderam ser processadas na linguagem Fortran, do software de elementos finitos utilizado posteriormente (Figura 15).

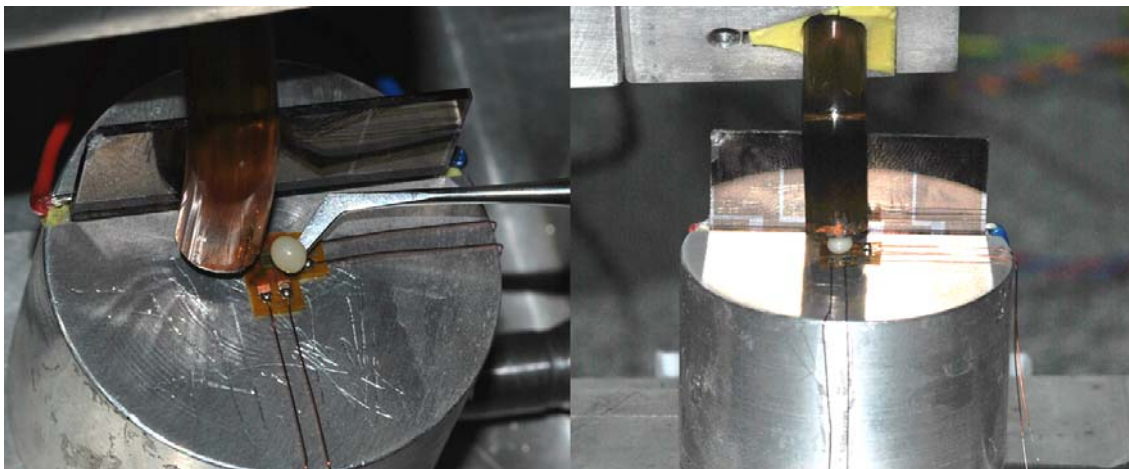


Figura 15. Resina composta sendo colocada e polimerizada sobre o extensômetro para cálculo da contração pós-gel.

Para obtenção dos valores de contração volumétrica, foi empregado fórmula de transformação dos resultados de contração linear em volumétrica. Este método foi utilizado primeiramente por Sakaguchi et al., em 1997. Para tanto foi utilizada a seguinte relação onde:

ΔL = (Variação dimensional em μm)

d = (Dimensão linear depois de polimerizado em μm)

D = (tamanho linear inicial da resina composta em μm)

$$\Delta L = D - d^{(1)}$$

Transformando esta alteração dimensional em percentual temos a seguinte relação:

$\Delta L\%$ = (Variação dimensional linear em Percentual)

$$\Delta L\% = \frac{L \times 100^{(2)}}{D}$$

$$\Delta V = \Delta L\% \times 3^{(3)}$$

Onde V = (Contração volumétrica em Percentual)

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA one-way seguido de teste de Tukey.

4.10. Dureza Vickers e módulo de elasticidade

Três dentes de cada grupo foram utilizados para a análise das propriedades mecânicas da restauração de resina composta em 5 profundidades. As coroas foram cortadas longitudinalmente em duas metades no sentido vestíbulo-lingual com disco diamantado de dupla face (Extéc, EUA) montado em cortadeira de precisão (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Uma hemi-secção por coroa foi selecionada aleatoriamente e utilizada na avaliação das propriedades mecânicas e a outra hemi-secção foi descartada. As metades foram fixadas com resina de poliéster para embutimento a frio (Instrumental Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo,

SP, Brasil). Antes do teste, as superfícies foram polidas inicialmente com lixas de carbeto de silício (nº 600, 800, 1200, 2000; Norton, Campinas, SP, Brasil) e pastas diamantadas metalográficas (6, 3, 1, M ¼; Arotec, São Paulo, SP, Brasil). As propriedades micromecânicas: dureza Vickers (VHN) e módulo de elasticidade (E) da restauração foram obtidas usando um indentador dinâmico de microdureza (CSM Micro-Hardness Tester; Instruments CSM, Peseux, Suíça). As indentações foram feitas com 1,0 milímetros de distanciamento no espaço de 0,5 a 4,5 mm no centro da restauração partindo da região oclusal.

O procedimento de teste foi realizado com força controlada. O carregamento foi aumentado e reduzido a uma velocidade constante entre 0 mN e 500mN. O carregamento aumentou de 0 mN para 500mN em intervalo de 20 segundos, sendo o carregamento máximo de 500mN mantido por 5 segundos. Em seguida, o carregamento foi gradualmente removido de 500mN a 0 mN em intervalo de 20 segundos. A carga e a profundidade de penetração do indentador foram aferidos continuamente durante carregamento-descarregamento. A dureza Universal é definida pela força do teste dividida pela área aparente da indentação em força máxima. Por uma variação de valores guardados em um banco de dados fornecido pelo fabricante, a conversão de dureza Universal em dureza Vickers foi calculada e executada no software, assim as medidas foram expressas em unidades de dureza Vickers. O módulo de indentação foi calculado pela inclinação da tangente da curva de profundidade em força máxima, sendo este comparável ao módulo de elasticidade do material (Figura 16).

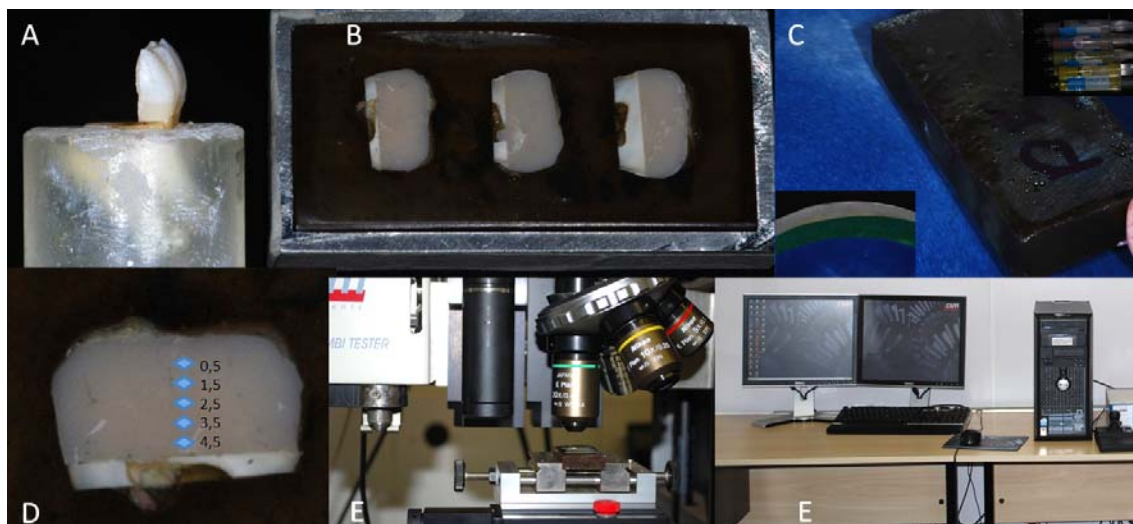


Figura 16. A – Corte da coroa do molar restaurado ao meio; B – Inclusão das amostras; C – Polimento das amostras; D – Indentação nas 5 profundidades; E – Aparelho de medição.

4.11. Análise por elementos finitos

Para calcular a tensão residual de polimerização e a deformação de cúspide, simulação bidimensional em elementos finitos foi realizada. Um terceiro molar inferior humano com cavidade MOD, com dimensões similares à média dos dentes selecionados para o ensaio laboratorial, foi restaurado e usado como modelo. O dente foi cortado ao meio no sentido vestibulo-lingual e fotografia foi realizada com máquina digital (Nikon D60, Tokio Japão). Os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos por meio de software de livre acesso Image j (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e convertidos em arquivo.*dat (Figura 17).

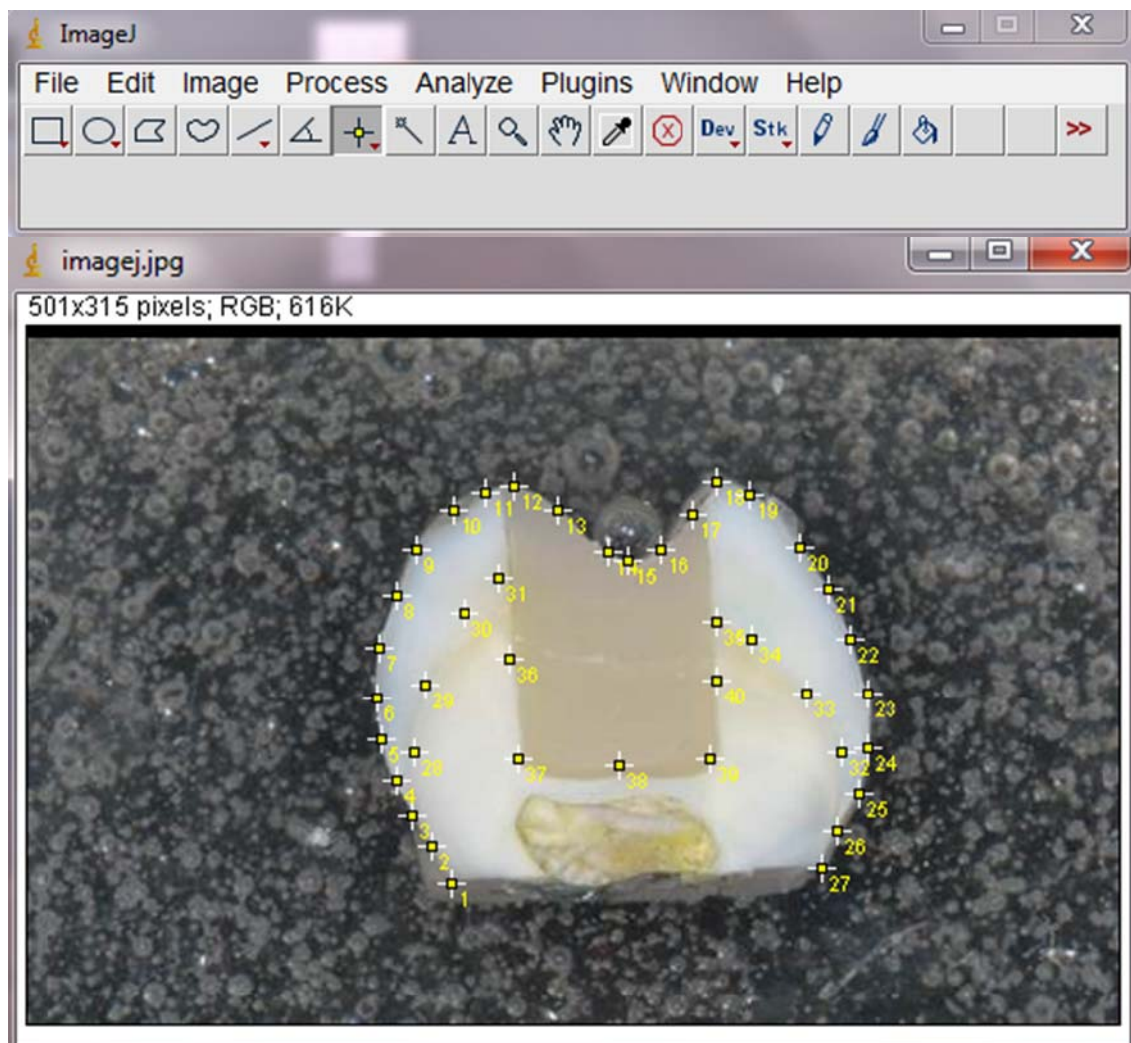


Figura 17. Marcação dos pontos de coordenadas no image J.

As coordenadas obtidas foram abertas no software MSC Marc (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). A raiz do molar não foi completamente simulada, uma vez que não afetaria na distribuição de tensões coronárias (Versluis et al., 1996). O método de análise desta etapa foi baseado no trabalho de Versluis et al., 2004b. As propriedades de contração pós-gel e módulo de elasticidade das resinas compostas obtidas nas etapas experimentais foram inseridas na análise que realizou cálculo dinâmico das tensões em função do comportamento de esmalte e dentina. O coeficiente de Poisson foi de 0,24 para todas as resinas compostas, o módulo de elasticidade do esmalte foi de 84 Gpa (direção principal) e 42 Gpa (direção transversal),

com coeficiente de Poisson de 0,30, e o módulo de elasticidade da dentina foi de 18 Gpa e coeficiente de Poisson 0,23 (Craig 1985). Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e elásticas (Figura 18).

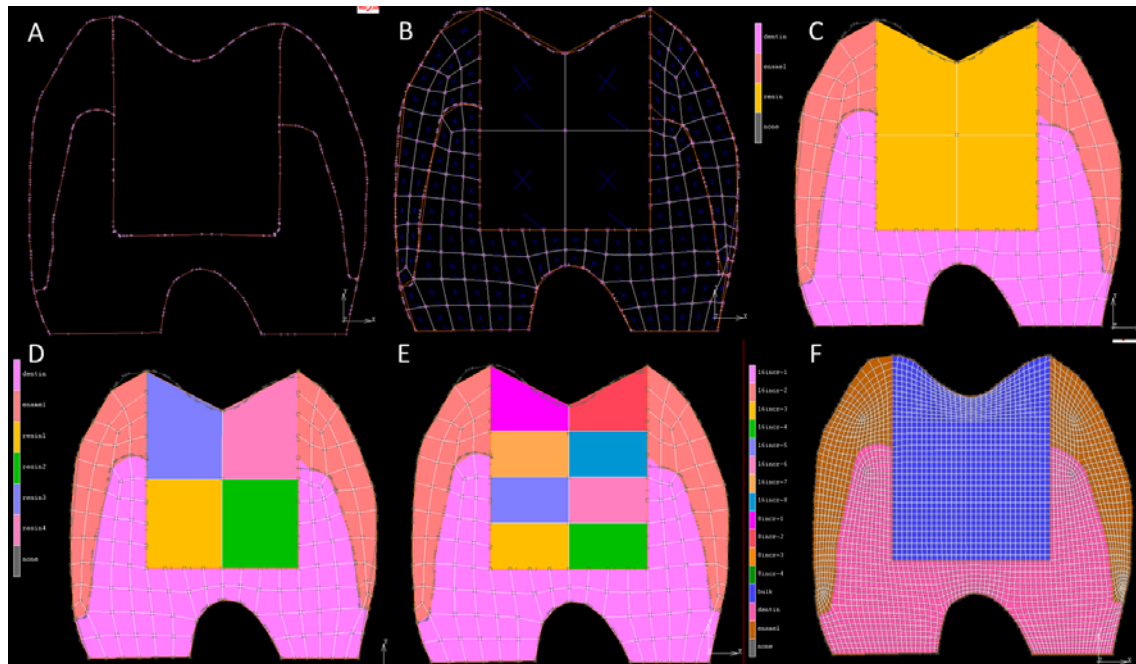


Figura 18. A – Criação de curvas unindo os pontos trazidos pelas coordenadas do image j; B – Criação dos elementos; C, D e E – Definição das estruturas; F – Refinamento da malha.

A contração de polimerização foi simulada por analogia térmica. Temperatura foi reduzida em 1°C, enquanto o valor de contração linear foi introduzido como coeficiente de expansão térmica linear. A distribuição das tensões foi expressa nos parâmetros de tensões de von Mises modificado e nas tensões máximas principais. A vantagem de usar o critério de von Mises modificado é que uma distribuição de tensões multidimensional (por exemplo, seis componentes de tensão cartesiana ou três tensões principais) é expresso em um valor, o que simplifica a interpretação das condições de tensões gerais, além de levar em conta a diferença entre resistência à compressão e à tração de esmalte, dentina e resinas compostas. Os valores de resistência à tração e compressão utilizados foram de 37,3; 3,0 e 6,25 para esmalte, dentina e

resinas compostas respectivamente (Craig, 1985). Valores de tensão foram registrados nos pontos de integração de cada elemento e em nós ao longo das interfaces dos materiais em qualquer aspecto. Foi desenvolvido três análises com cada material, técnica com 16 incrementos, 8 incrementos e incremento único, totalizando 9 modelos bidimensionais. Foram obtidos valores de tensão e deformação nos nós correspondentes ao ponto de colagem do extensômetro no esmalte, nos nós de esmalte correspondentes às profundidades da restauração, e nos nós da interface correspondentes ao topo e base da restauração (Figura 19).

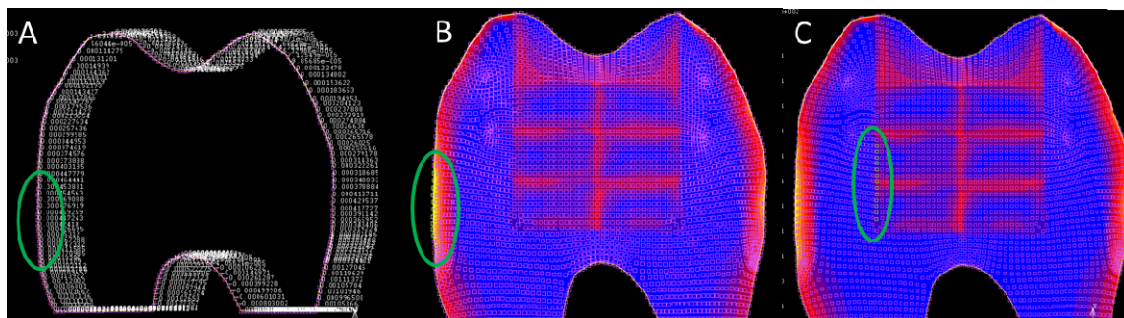


Figura 19. A e B – Identificação dos valores de deformação e tensão no esmalte; C – Identificação dos valores de tensão na interface.

4.12. Análise estatística dos dados

4.12.1. Deflexão de cúspides

Após análise de normalidade entre os dados com teste Shapiro-Wilk, foi realizada análise de variância fatorial ANOVA two-way com subparcela em dois níveis (cúspide vestibular e lingual) seguido de teste de Tukey para comparação entre os grupos ($p < 0,05$). Também foi realizada análise descritiva dos dados.

4.12.2. Resistência adesiva, resistência coesiva da resina composta e análise de padrão de falha

Após análise de normalidade entre os dados com teste de Shapiro-Wilk, foi realizada análise de variância fatorial ANOVA two-way com subparcelas em dois níveis (topo e base da restauração) seguido de teste de Tukey para comparação entre os grupos ($p < 0,05$). Os valores, em porcentagem, do padrão de falha foram submetidos ao Teste Exato de Fisher ($p < 0,05$).

4.12.3. Contração pós-gel

Após análise de normalidade entre os dados com teste de Shapiro-Wilk, foi realizada análise de variância fatorial ANOVA one way e teste de Tukey para comparação entre os grupos ($p < 0,05$).

4.12.4. Dureza Vickers e Módulo de elasticidade

Os valores de dureza e módulo de elasticidade foram analisados de forma descritiva.

4.12.5. Distribuição de tensões

A análise da distribuição de tensões no método de elementos finitos foi realizada descritivamente.

4.12.6. Correlações

Testes de correlação de Pearson foram realizados entre módulo de elasticidade, contração pós-gel, resistência adesiva, deflexão de cúspides por extensometria, deflexão de cúspides por elementos finitos, tensões em esmalte e tensões em interface ($p < 0,05$).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Deformação de cúspides

Os resultados quantitativos (médias e desvio padrão) e descritivos da deflexão de cúspides lingual e vestibular para três resinas compostas e três técnicas de preenchimento são mostrados na Tabela 2 e Figura 20. A análise de variância ANOVA demonstrou diferença significativa para o fator técnica de inserção ($p < 0,0001$), para o fator compósito resinoso ($p < 0,0001$), para o fator cúspide ($p < 0,0001$) e ainda para a interação técnica de inserção/cúspide ($p = 0,0036$) e interação compósito resinoso/técnica de inserção ($p = 0,0049$).

A deformação de cúspide da Filtek P90 mostrou semelhança estatística entre todas as técnicas de inserção tanto na cúspide vestibular quanto na lingual. A deformação de cúspide da Aelite LS nas técnicas de 8 incrementos e incremento único foi estatisticamente menor que da técnica de 16 incrementos, tanto na cúspide vestibular quanto na cúspide lingual. A deformação de cúspide da Filtek Z350 XT na técnica de incremento único apresentou significância estatística menor que as técnicas de 8 e 16 incrementos para a cúspide vestibular; já para a cúspide lingual, a técnica de incremento único apresentou valor estatisticamente significativo menor que a técnica de 8 incrementos, e este valor de deformação menor que a técnica de 16 incrementos.

Todos os compósitos resinosos apresentaram valores de deformação de cúspide estatisticamente semelhantes na técnica de incremento único na cúspide vestibular e lingual. Na técnica de 8 incrementos, a Aelite LS apresentou valor de deformação de cúspide estatisticamente igual à Filtek P90 e à Filtek Z350 XT, e a Filtek P90 apresentou valor significativamente menor de deformação que a FilteK Z350 XT para as duas cúspides, vestibular e lingual. Na técnica de 16 incrementos, a Filtek P90 apresentou valor de deformação de cúspide estatisticamente menor que a Aelite LS e Filtek Z350 XT na cúspide vestibular; e na cúspide lingual, a Filtek P90 apresentou valor significativamente menor de deformação que a Aelite LS, e esta mostrou valor de deformação de cúspide estatisticamente menor que a Filtek Z350 XT. Valores diferentes estatisticamente significantes entre as cúspides vestibular e lingual ocorreram

para os compósitos resinosos Aelite e Filtek Z350 XT na técnica de 16 incrementos.

Tabela 2 – Valores médios de Deformação de Cúspide – μS (n = 10 dentes) para cada grupo.

Resinas Compostas	Média (Desvio Padrão) Deformação de cúspide (μS)					
	Vestibular			Lingual		
	Único	8 incrementos	16 incrementos	Único	8 incrementos	16 incrementos
Filtek P90	69,2 (34,4) ^{Aa}	86,3 (43,7) ^{Aa}	79,1 (49,9) ^{Aa}	124,8 (51,9) ^{Aa}	134,5 (41,7) ^{Aa}	167,5 (67,9) ^{Aa}
Filtek Z350 XT	119,3 (49,8) ^{Aa}	373,5 (166,6) ^{Bb}	424,6 (246,5) ^{Bb*}	175,5 (60,9) ^{Aa}	509,6 (226,1) ^{Bb}	940,9 (761,2) ^{Cc*}
Aelite LS	106,3 (32,7) ^{Aa}	187,7 (73,4) ^{Aab}	406,4 (315,8) ^{Bb*}	140,5 (32,3) ^{Aa}	328,0 (169,4) ^{ABab}	652,2 (398,1) ^{Bb*}

Diferentes letras maiúsculas nas linhas comparam técnica de inserção para cada cúspide, diferentes letras minúsculas nas colunas comparam resinas compostas para cada cúspide * indica diferença significativa entre cúspide vestibular e lingual para cada grupo ($p < 0,05$).

A resina composta Filtek P90 apresentou menor deformação de cúspide, seguida da Aelite LS e Filtek Z350 XT em todas as técnicas de inserção, este comportamento é mantido tanto para a cúspide vestibular quanto para a lingual. Os valores de deformação de cúspide foram maiores para a cúspide lingual nas técnicas de inserção incremental de 8 e 16 incrementos. A Filtek P90 apresentou baixos valores de deformação de cúspide em todas as técnicas de inserção utilizadas (incremento único, 8 e 16 incrementos). A Filtek Z350 XT apresentou níveis mais baixos de deformação de cúspide quando usado técnica de incremento único, seguido das técnicas de 8 e 16 incrementos na cúspide lingual, no entanto na cúspide vestibular não apresentou diferença entre as técnicas de 8 e 16 incrementos. A Aelite LS

apresentou menor deformação de cúspide para a técnica de incremento único, e valores semelhantes para as técnicas de 8 e 16 incrementos.

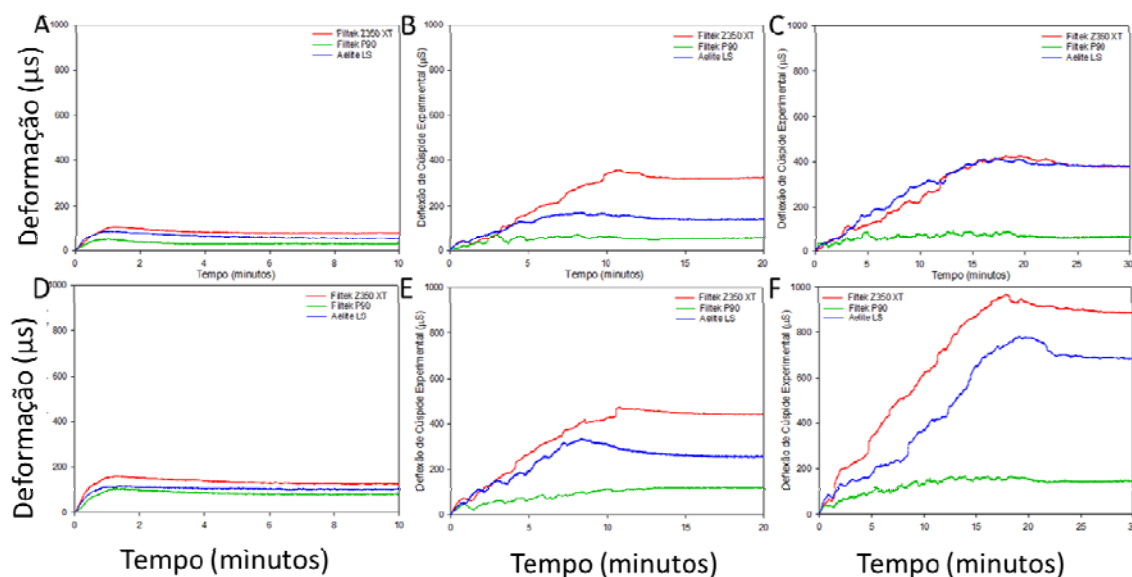


Figura 20. Deformação de cúspide por extensometria. A – Incremento único na cúspide vestibular; B - 8 incrementos na cúspide vestibular; C – 16 incrementos na cúspide vestibular; D – Incremento único na cúspide lingual; E – 8 incrementos na cúspide lingual; F – 16 incrementos na cúspide lingual.

5.2. Resistência adesiva

Os valores de resistência adesiva em MPa (média e desvio padrão) para as resinas compostas, técnica de inserção e região da cavidade (topo e base da restauração) para os grupos experimentais são apresentados na Tabela 3.

Análise de variância ANOVA revelou uma diferença estatisticamente significativa para as resinas compostas ($p < 0,0001$), para a técnica de inserção ($p < 0,0001$), interação entre resinas compostas / técnica de inserção ($p = 0,0064$), interação entre resina composta / técnica de inserção / região da cavidade ($p = 0,0094$).

A Filtek P90 apresentou valores significantes de resistência adesiva menor na técnica de incremento único, seguido da técnica de 8 e 16 incrementos, tanto no topo quanto na base da restauração. A Aelite LS e a Filtek Z350 XT apresentou menores valores de resistência adesiva no

incremento único em relação às técnicas incrementais, e foi estatisticamente semelhante entre 8 e 16 incrementos, tanto no topo quanto na base da restauração. Na técnica de incremento único, no topo da restauração, todas as resinas compostas foram iguais estatisticamente quanto aos valores de resistência adesiva, e na base da restauração, a Filtek Z350 XT apresentou valor de resistência adesiva maior estatisticamente que a Filtek P90 e a Aelite LS, e estas foram estatisticamente iguais. Na técnica de 8 incrementos, no topo da restauração, a Aelite LS e a Filtek P90 foram estatisticamente iguais quanto aos valores de resistência adesiva, e estas menores que a Filtek Z350 XT, já na base da restauração, todas as resinas compostas apresentaram valores estatisticamente semelhantes de resistência adesiva. Na técnica de 16 incrementos, no topo da restauração, a Filtek Z350 XT apresentou valores estatisticamente semelhantes à Filtek P90 e à Aelite Ls, e a Aelite LS apresentou valores de resistência de união estatisticamente inferior à Filtek P90. Na base da restauração, a Filtek Z350 XT apresentou valor de resistência adesiva igual estatisticamente à Filtek P90, e estes maiores que a Aelite LS.

Tabela 3 – Valores médios de Resistência Adesiva – MPa (n = 10 dentes) para cada grupo.

Resinas Compostas	Média (Desvio Padrão) resistência adesiva (MPa)					
	Topo da restauração			Base da restauração		
	Único	8 incrementos	16 incrementos	Único	8 incrementos	16 incrementos
Filtek P90	7,9 (3,1) ^{Ca}	17,3 (5,5) ^{Bb}	28,2 (6,8) ^{Aa}	5,6 (1,7) ^{Cb}	20,3 (6,1) ^{Ba}	27,8 (7,8) ^{Aa}
Filtek Z350 XT	11,0 (5,7) ^{Ba}	29,2 (6,4) ^{Aa*}	24,4 (6,9) ^{Aab}	14,5 (5,2) ^{Ba}	22,3 (10,5) ^{Aa*}	25,9 (8,6) ^{Aa}
Aelite LS	8,7 (2,4) ^{Ba}	16,1 (5,0) ^{Ab*}	18,7 (7,0) ^{Ab}	6,7 (2,6) ^{Bb}	22,3 (6,6) ^{Aa*}	19,3 (8,3) ^{Ab}

Diferentes letras maiúsculas nas linhas comparam técnica restauradora em cada região, diferentes letras minúsculas nas colunas comparam resinas compostas para cada região; * indicam diferença significativa entre topo e base da restauração para cada grupo (p<0,05).

5.3. Resistência coesiva da resina composta

Os valores de resistência coesiva em MPa (média e desvio padrão) para as resinas compostas, técnicas de inserção e região da cavidade (topo e base da restauração) para os grupos experimentais são apresentados na Tabela 4.

Análise de variância ANOVA revelou uma diferença estatisticamente significativa apenas para o fator técnica de inserção ($p < 0,0001$). A resistência coesiva das resinas compostas foi significativamente menor para a técnica de incremento único quando comparada com as técnicas de 8 e 16 incrementos, independente da resina composta e da região da cavidade.

Tabela 4 – Valores médios da Resistência Coesiva das resinas compostas – MPa (n = 10 dentes) para cada grupo.

Resinas Compostas	Média (Desvio padrão) Resistência coesiva (MPa)					
	Topo da restauração			Base da restauração		
	Único	8 incrementos	16 incrementos	Único	8 incrementos	16 incrementos
Filtek P90	17,4 (4,7) ^{Ba}	42,1 (12,9) ^{Aa}	40,1 (8,6) ^{Aa}	13,8 (5,2) ^{Ba}	41,9 (12,2) ^{Aa}	36,7 (11,2) ^{Aa}
Filtek Z350 XT	13,1 (4,7) ^{Ba}	43,6 (12,4) ^{Aa}	45,5 (12,9) ^{Aa}	12,1 (5,4) ^{Ba}	37,51 (7,5) ^{Aa}	44,3 (11,3) ^{Aa}
Aelite LS	16,9 (6,4) ^{Ba}	38,4 (9,8) ^{Aa}	40,66 (13,9) ^{Aa}	17,8 (6,3) ^{Ba}	39,6 (9,7) ^{Aa}	42,6 (11,5) ^{Aa}

Diferentes letras maiúsculas nas linhas comparam técnica restauradora para cada região, diferentes letras minúsculas nas colunas comparam resinas compostas para cada região; * indica diferença significativa entre topo e base da restauração para cada grupo ($p < 0,05$).

5.4. Análise do padrão de falha do teste de resistência adesiva

Após realização de teste exato de Fisher e significância de $p < 0,05$, os resultados da classificação do padrão de falha adesiva estão representados na Figura 21.

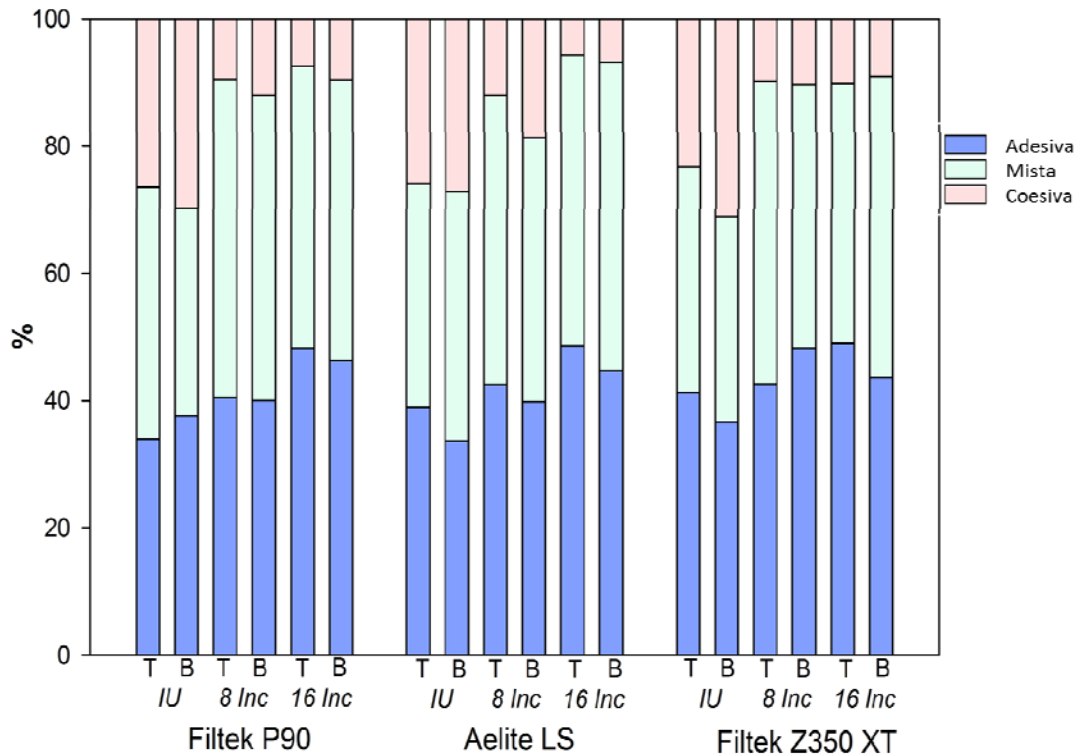


Figura 21. Representação da classificação do padrão de falha adesiva.

Nos grupos de incremento único, com as três resinas compostas, o padrão de falha não apresentou diferença estatística semelhante. Nos grupos de técnica de inserção de 8 e 16 incrementos, as falhas adesivas e mistas foram estatisticamente maiores que as coesivas. As falhas adesivas e mistas não apresentaram diferença estatística quando comparadas as três resinas compostas independente da técnica de inserção. Para todos os compósitos restauradores, as falhas coesivas foram maiores nos grupos de incremento único em relação ao grupo de técnica de inserção de 8 e 16 incrementos.

5.5. Módulo de elasticidade

Os valores dos módulos de elasticidade em GPa (média e desvio padrão) para as resinas compostas, técnicas de inserção e região da cavidade para os grupos experimentais são apresentados na Figura 22.

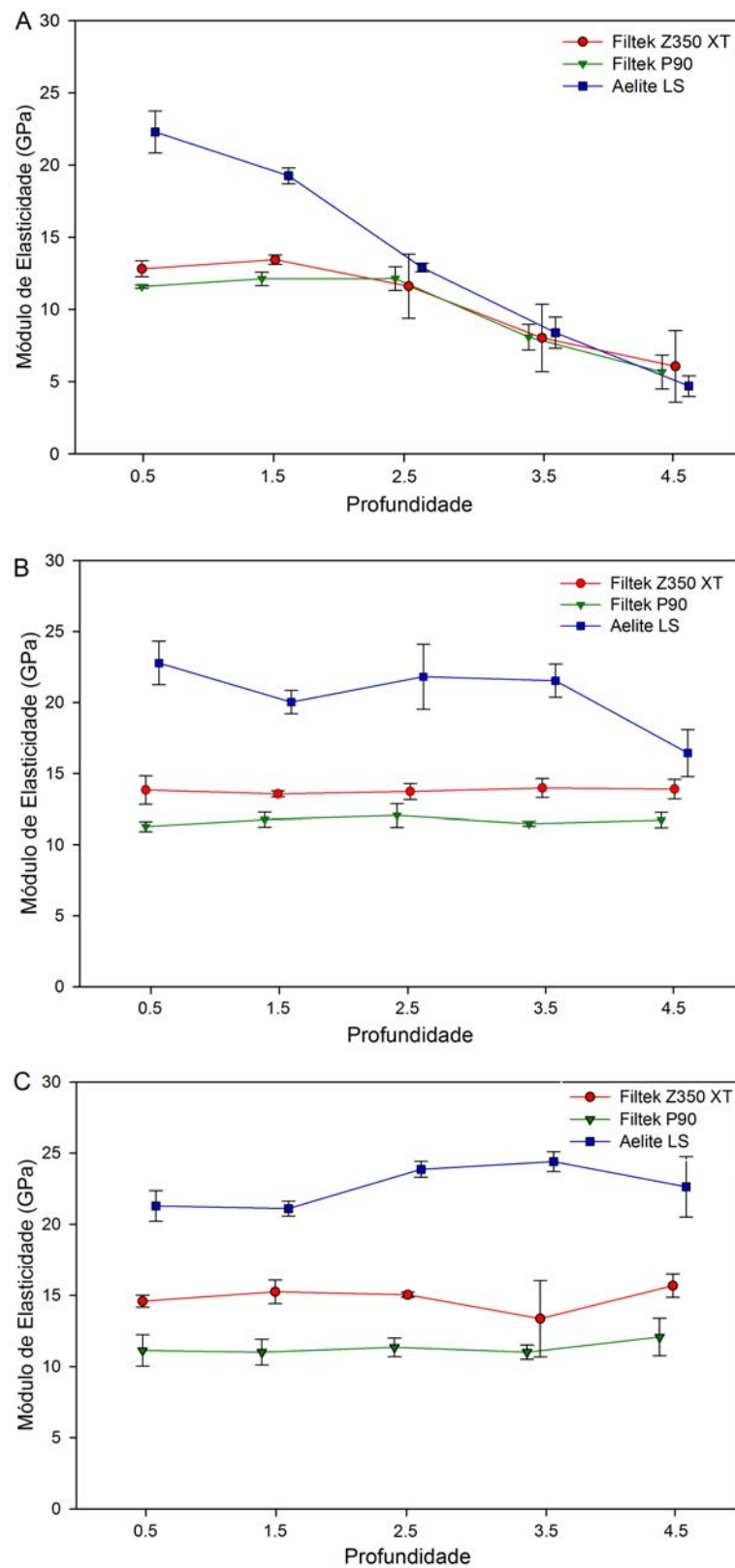


Figura 22. Módulo de elasticidade em cinco profundidades. A – Incremento único; B – 8 incrementos; C – 16 incrementos.

Para a técnica de incremento único, Aelite apresentou módulo de elasticidade decrescente quando aumentou a profundidade da restauração. As resinas compostas Filtek P90 e Filtek Z350 XT apresentaram valores constantes nas profundidades de 0,5 a 2,5 mm e significativa queda para as profundidades de 3,5 e 4,5 mm. Para a técnica de 8 incrementos, as resinas compostas Filtek P90 e Filtek Z350 XT mantiveram os valores constantes quando aumentou a profundidade da restauração. Por outro lado, a resina composta Aelite LS manteve o módulo de elasticidade constante até a profundidade de 3,5 mm e diminuição significativa na região mais profunda da cavidade. Para a técnica de 16 incrementos, o módulo de elasticidade permaneceu constante em todas as profundidades da cavidade.

A resina composta Aelite LS mostrou valores mais elevados que Filtek Z350 XT e Filtek P90 até a profundidade de 1,5 mm na técnica de incremento único e em todas as profundidades nas técnicas de 8 e 16 incrementos. As resinas compostas Filtek Z350 XT e Filtek P90 apresentaram valores de módulo de elasticidade semelhantes na técnica de incremento único independente da profundidade da cavidade. No entanto, nas técnicas de 8 e 16 incrementos, a resina composta Filtek P90 apresentou valores menores de módulo de elasticidade que a resina composta Filtek Z350 XT independente da profundidade da cavidade.

5.6. Valores de dureza Vickers (VHN)

Os valores de VHN (média e desvio padrão) para as resinas compostas, técnica de inserção e região da cavidade para os grupos experimentais são apresentados na Figura 23.

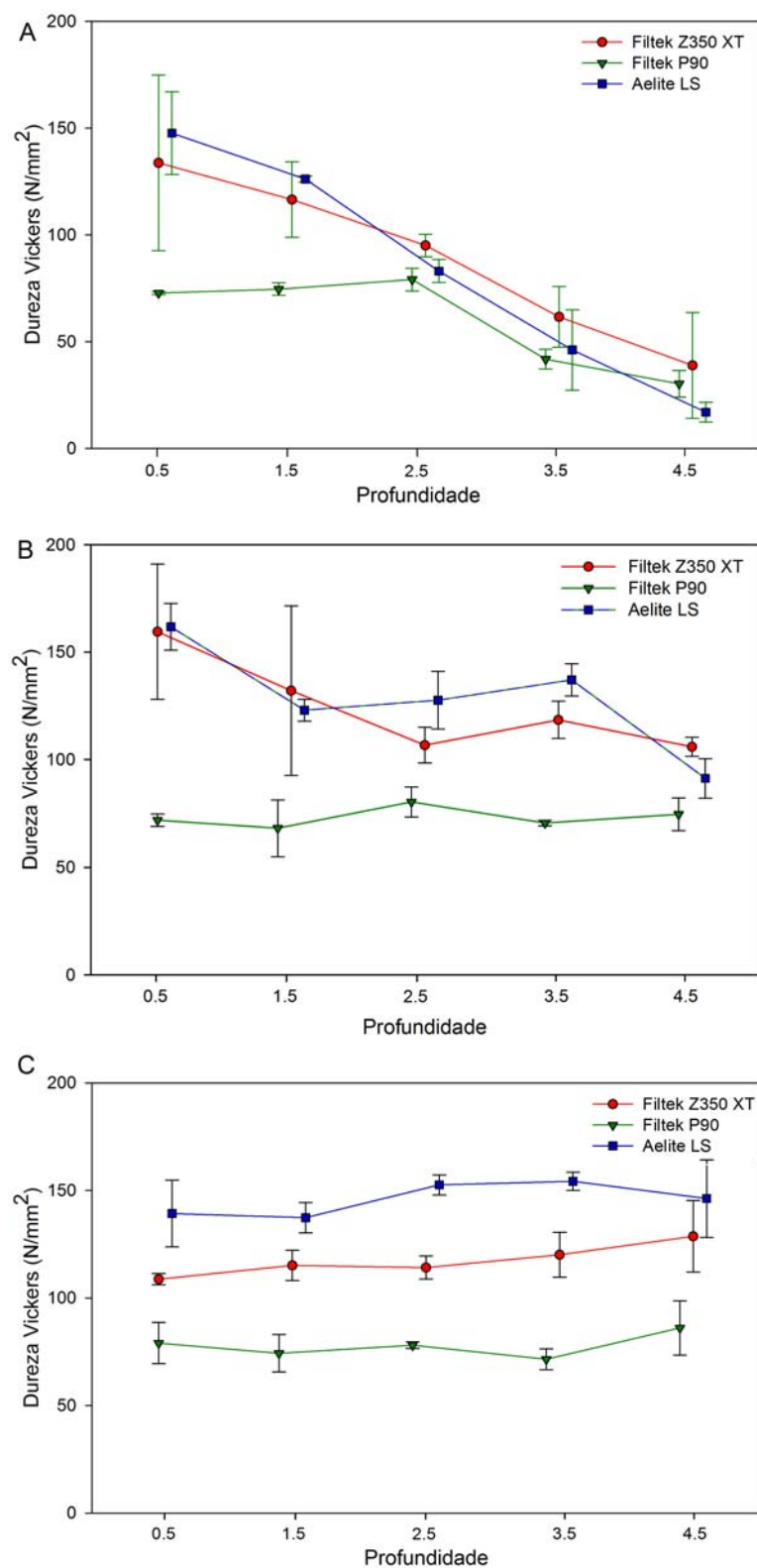


Figura 23. Dureza Vickers em cinco profundidades. A – Incremento único; B – 8 incrementos; C – 16 incrementos.

Para a técnica de incremento único, as resinas compostas Aelite LS e Filtek Z350 XT apresentaram diminuição dos valores quando aumentou a profundidade da restauração. Por outro lado, a resina composta Filtek P90 apresentou valores de dureza constantes até 2,5 mm de profundidade e queda nos valores para profundidades de 3,5 mm e 4,5 mm. Para a técnica de 8 incrementos, a resina composta Filtek P90 apresentou valores de dureza constantes, independentemente da profundidade da cavidade, já a Aelite LS apresentou queda no valor na profundidade de 1,5 mm, manteve-se constante a 2,5 mm e 3,5 mm, e diminuição na profundidade de 4,5 mm. Já a resina Filtek Z350 XT mostrou redução nos valores na profundidade de 1,5 mm e se manteve constante nas demais profundidades da restauração. Para a técnica de 16 incrementos, todos os compósitos permaneceram com valores constantes de dureza, mesmo com aumento da profundidade da restauração.

As resinas compostas Aelite LS e Filtek Z350 XT mostraram valores mais elevados de dureza que a Filtek P90 somente até a profundidade de 2,5 mm da restauração na técnica de incremento único, e valores mais altos em todas as profundidades nas técnicas de 8 e 16 incrementos. As resinas compostas Aelite LS e Filtek Z350 XT apresentaram valores semelhantes de VHN na técnica de incremento único e 8 incrementos em todas as profundidades da restauração. No entanto, na técnica de 16 incrementos, a resina composta Aelite LS apresentou valores mais elevados que a resina composta Filtek Z350 XT até a profundidade 3,5 mm da cavidade.

5.7. Contração pós-gel

A Tabela 5 apresenta os valores da contração de polimerização pós-gel volumétrica em porcentagem das resinas compostas testadas por meio do strain-gauge bidirecional em μs . A resina composta Filtek P90 apresentou padrão de polimerização diferente dos outros compósitos, logo após a ativação pela luz, verificou-se grande expansão antes de iniciar a contração. A resina composta de menor valor de contração pós-gel foi a Filtek P90 com 0,11% em contração volumétrica, seguido da Aelite LS com 0,51% e da Filtek Z350 XT com 0,62%.

Tabela 5. Contração volumétrica - Média (Desvio Padrão) após 10 minutos de aquisição dos dados.

Resinas Compostas	Contração Volumétrica (%)
Filtek P90	0,11 ^C (0,03)
Filtek Z350 XT	0,62 ^A (0,09)
Aelite LS Posterior	0,51 ^B (0,02)
Letras maiúsculas indicam diferença significativa entre as resinas compostas (p<0,05).	

5.8. Método de elementos finitos

A distribuição de tensões (critério von Mises modificado) de todos as combinações experimentais entre resinas compostas e técnicas restauradoras estão representadas na Figura 24.

A resina composta Filtek P90 não é influenciada pela técnica de inserção dos incrementos, independente das técnicas, o comportamento de distribuição de tensões de contração no dente restaurado com as três técnicas de inserção apresenta-se bem similar. Na Aelite LS e na Filtek Z350 XT verifica-se aumento das tensões nas técnicas incrementais quando comparadas à técnica de incremento único. Na técnica de 16 incrementos existe aumento significativo na superfície externa do dente, principalmente na região cervical do esmalte. Em todos os materiais e técnicas utilizados não há grandes diferenças entre a distribuição de tensões na resina composta e dentina.

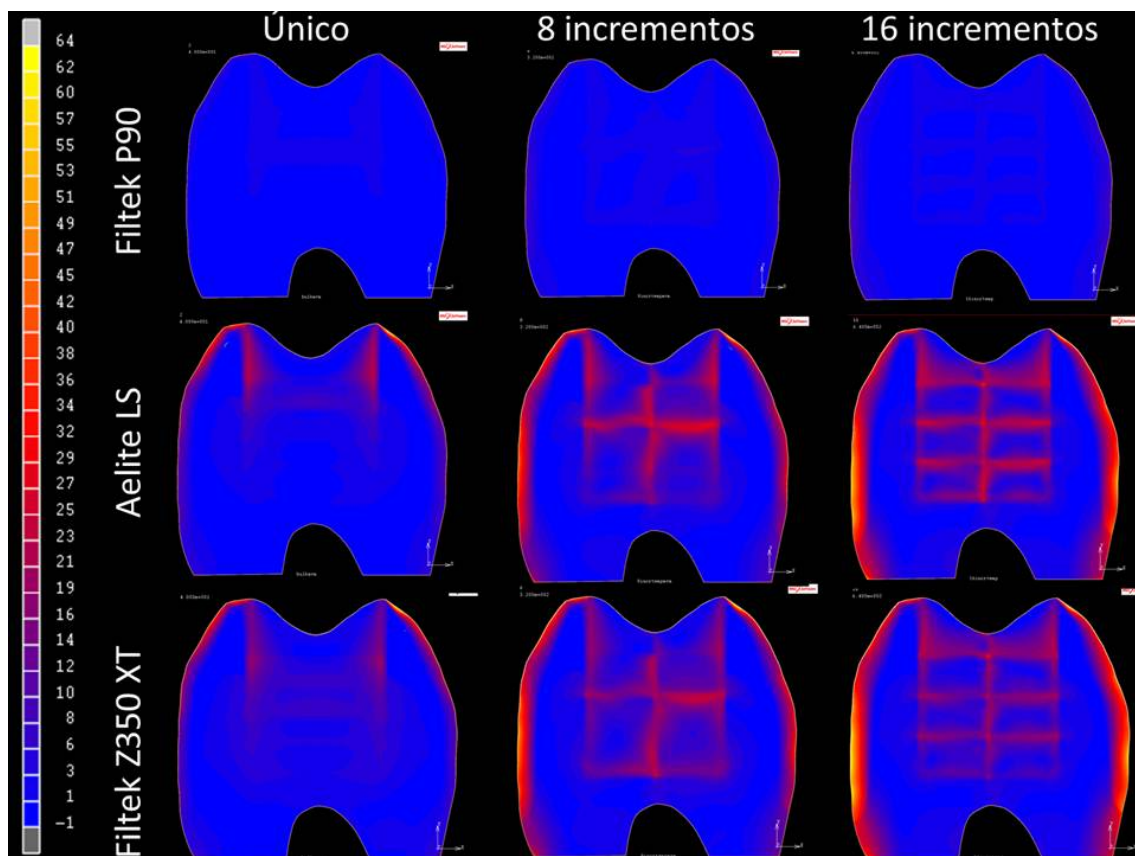


Figura 24. Distribuição de tensões por elementos finitos

5.9. Correlações entre os resultados

Comparando os valores de deformação obtidos no ensaio de extensometria com valores de deformação extraídos dos nós da superfície externa do esmalte das cúspides vestibular e lingual dos modelos de elementos finitos, correspondentes à região de posicionamento do extensômetro no ensaio experimental são mostrados nas Figuras 25 e 26.

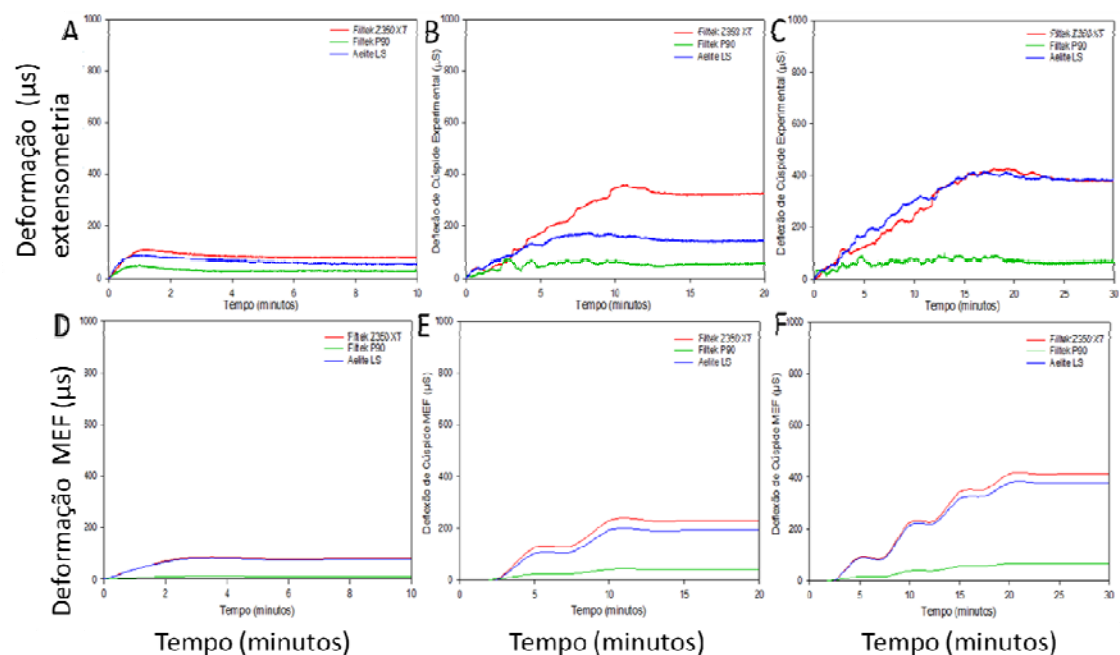


Figura 25. Deformação de cúspides vestibulares. A – Incremento único em extensometria; B – 8 incrementos em extensometria; C – 16 incrementos em extensometria; D – Incremento único em MEF; E – 8 incrementos em MEF; F – 16 incrementos em MEF.

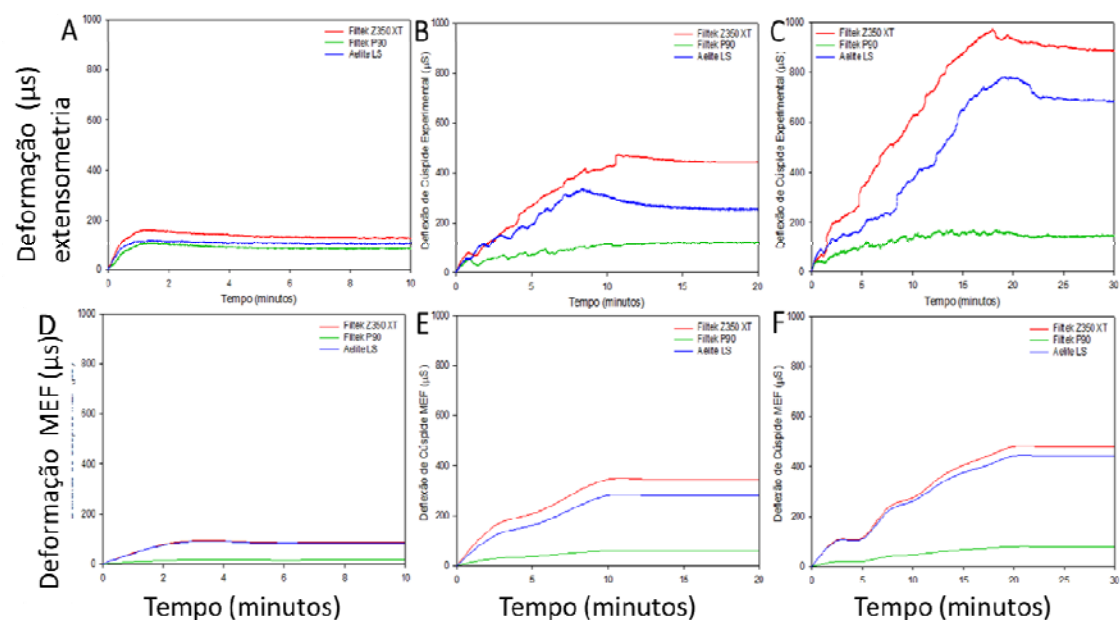


Figura 26. Deformação de cúspides linguais. A – Incremento único em extensometria; B – 8 incrementos em extensometria; C – 16 incrementos em extensometria; D – Incremento único em MEF; E – 8 incrementos em MEF; F – 16 incrementos em MEF.

Os resultados das correlações de Pearson para as variáveis estudadas estão apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6: Coeficientes de Correlações de Pearson

Correlações	r	p
Módulo de elasticidade x Contração pós-gel	0,442	0,223
Módulo de elasticidade x Deformação MEF	0,726*	0,027
Módulo de elasticidade x Tensões MEF	0,721*	0,028
Módulo de elasticidade x Deflexão de cúspide	0,567	0,111
Contração pós-gel x Deformação MEF	0,780*	0,013
Contração pós-gel x Tensões MEF	0,798*	0,010
Contração pós-gel x Deflexão de cúspide	0,616	0,077
Deformação MEF x Tensões MEF	1,000*	0,000
Deformação MEF x Deflexão de cúspide	0,946*	0,000
Tensões MEF x Deflexão de cúspide	0,978*	0,000
Tensões na interface restauradora X Resistência de união	0,194	0,441
* indicam correlações significantes entre os fatores de estudo ($p < 0,05$).		

Foram detectadas correlações lineares significantes entre os seguintes fatores de estudo ($p < 0,05$): módulo de elasticidade e deformação de MEF; módulo de elasticidade e tensões de MEF; contração pós-gel e deformação de MEF; contração pós-gel e tensões de MEF; deformação de MEF e tensões de MEF; deformação de MEF e deflexão de cúspide experimental, tensões de MEF e deflexão de cúspide experimental. Todas as correlações de Pearson realizadas estão nas Figuras 27 a 37.

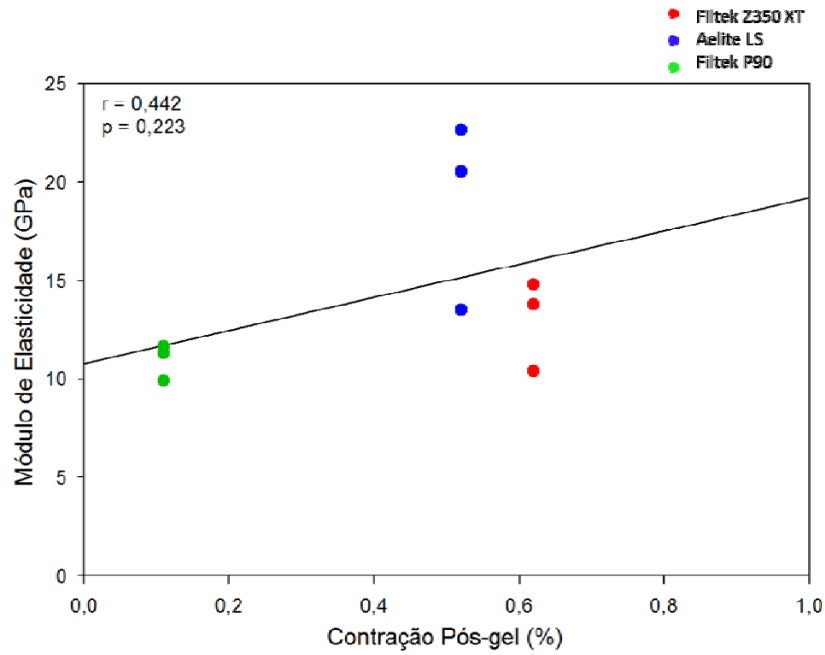


Figura 27. Correlação de Pearson entre Módulo de elasticidade e contração pós-gel.

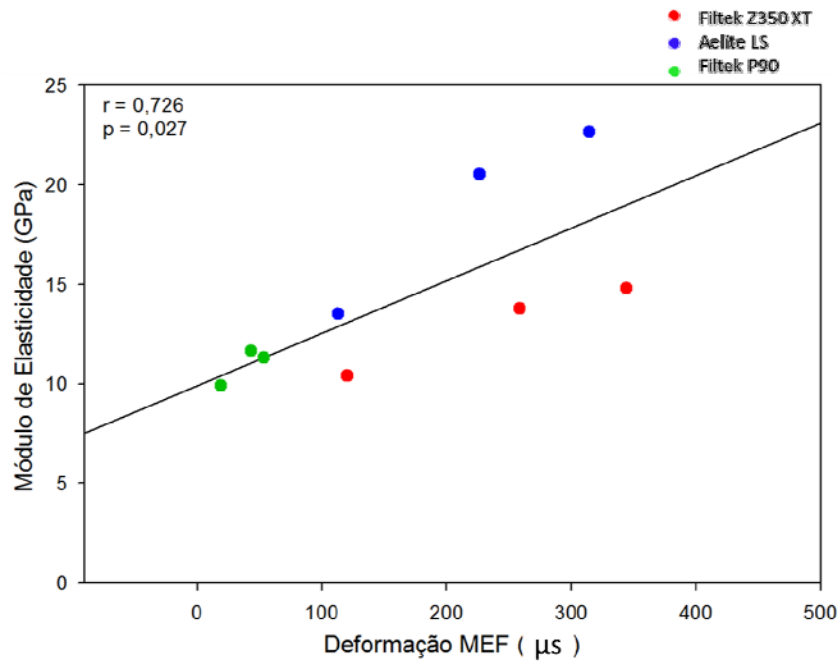


Figura 28. Correlação de Pearson entre Módulo de elasticidade e deformação MEF.

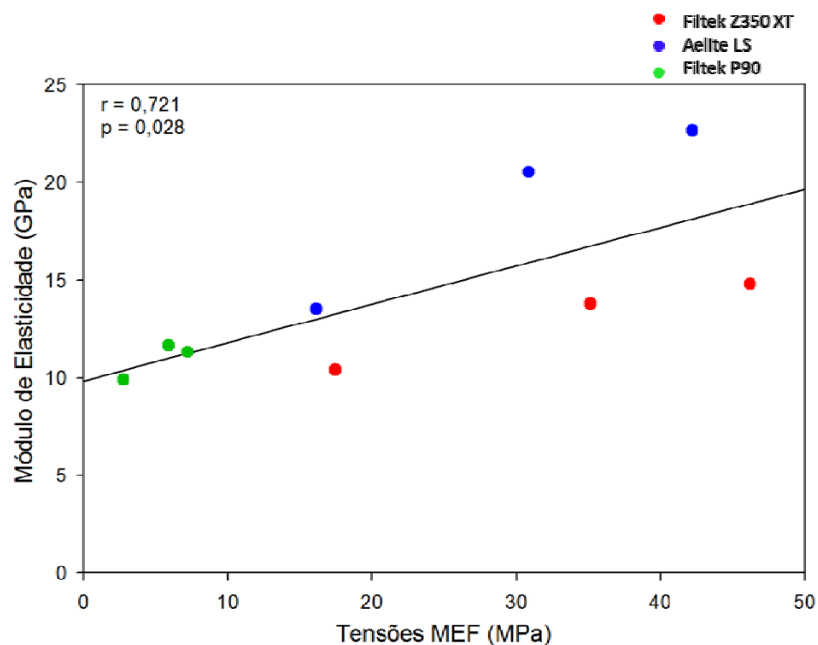


Figura 29. Correlação de Pearson entre Módulo de elasticidade e tensões MEF.

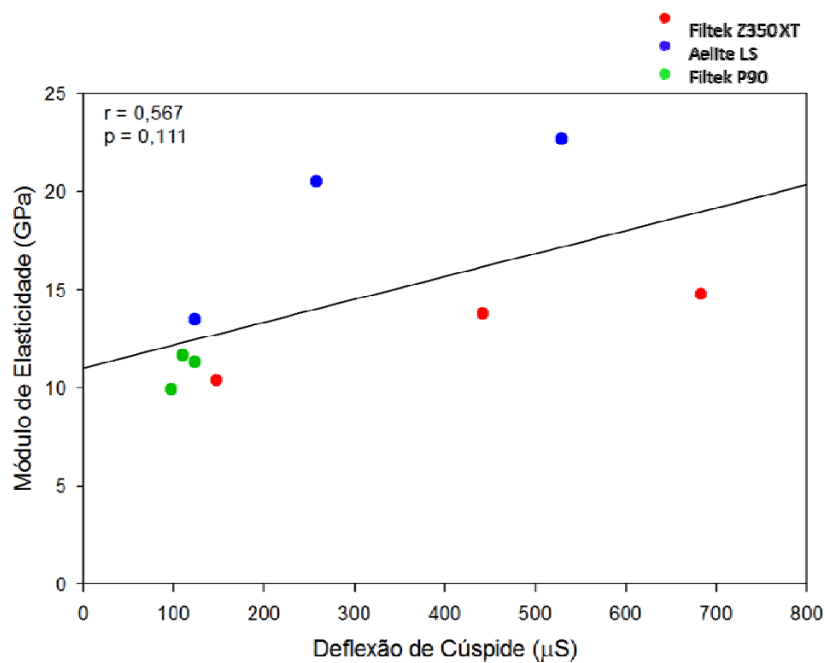


Figura 30. Correlação de Pearson entre Módulo de elasticidade e deflexão de cúspide.

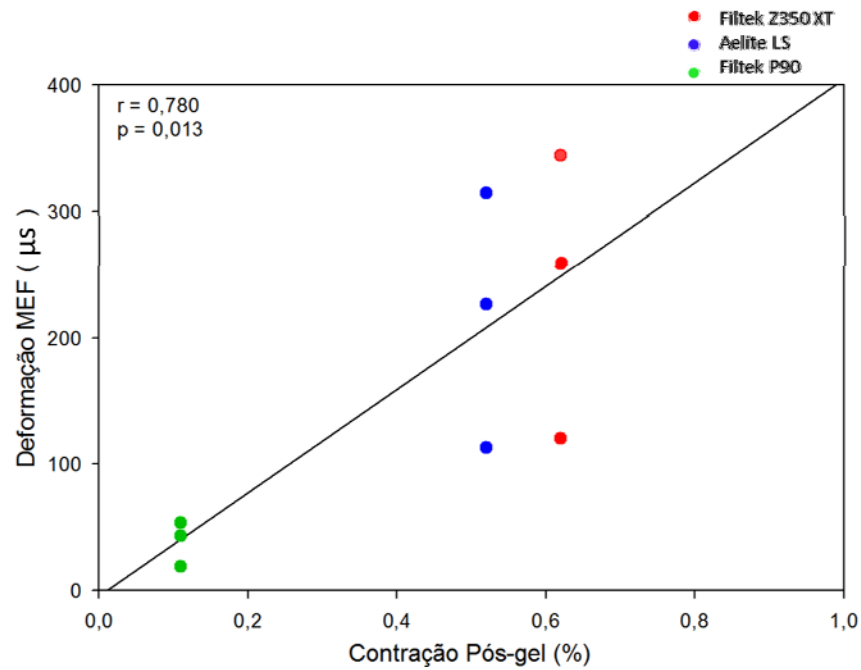


Figura 31. Correlação de Pearson entre deformação MEF e contração pós-gel.

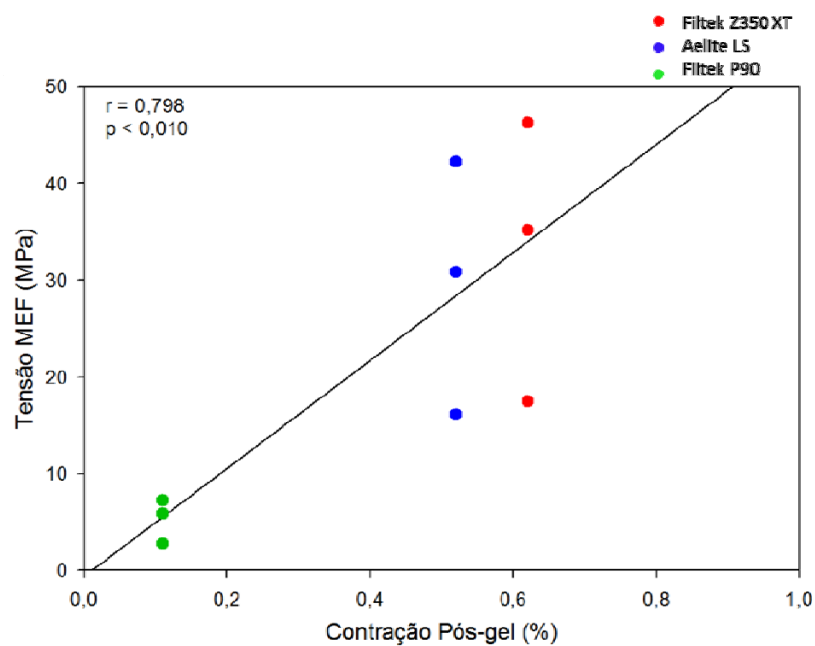


Figura 32. Correlação de Pearson entre tensão MEF e contração pós-gel.

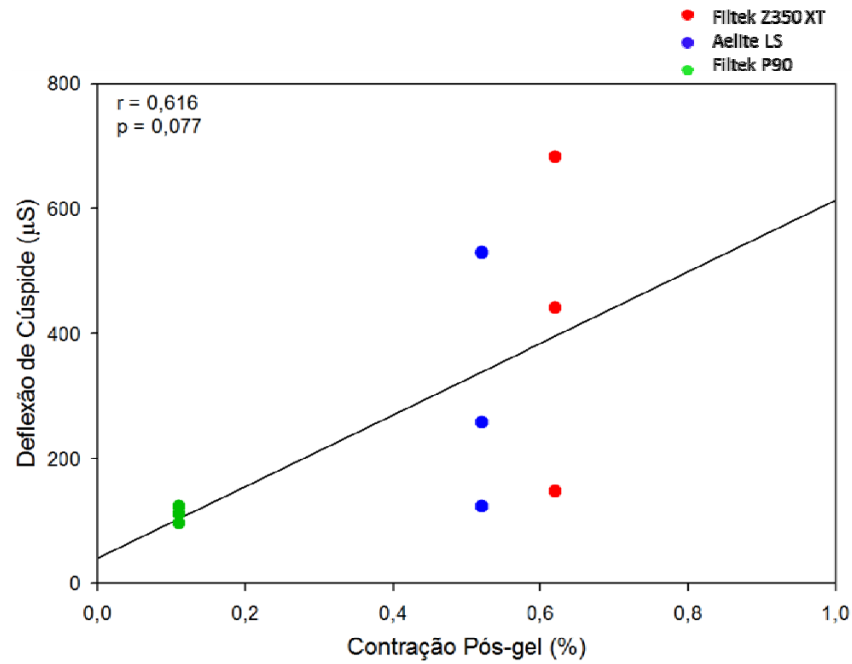


Figura 33. Correlação de Pearson entre deflexão de cúspide e contração pós-gel.

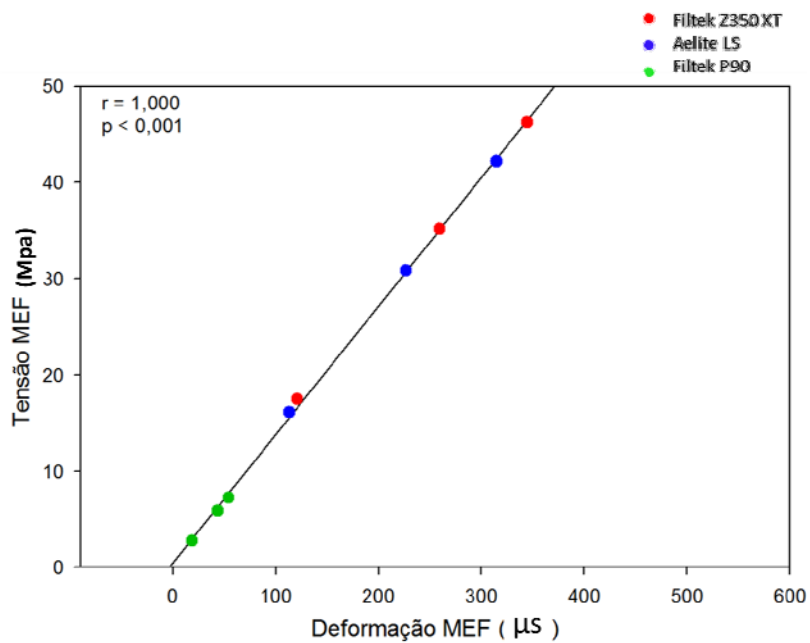


Figura 34. Correlação de Pearson entre tensão MEF e deformação MEF.

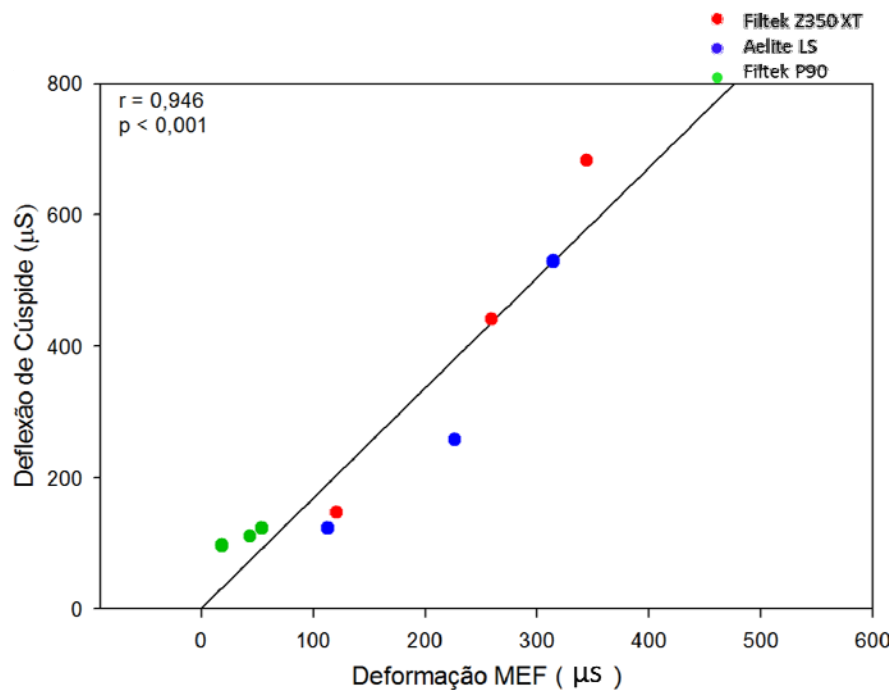


Figura 35. Correlação de Pearson entre deflexão de cúspide e deformação MEF.

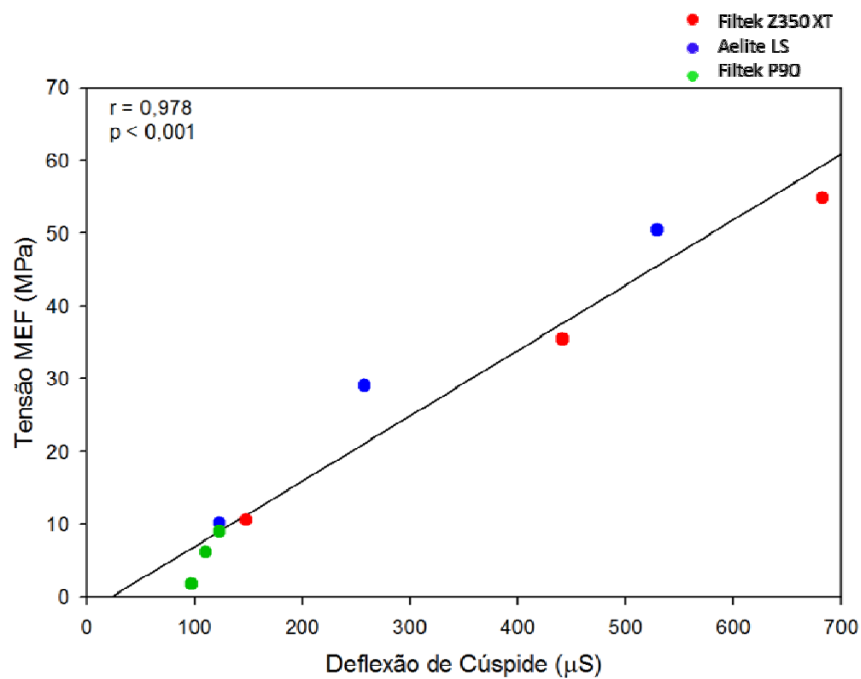


Figura 36. Correlação de Pearson entre tensão MEF e deflexão de cúspide.

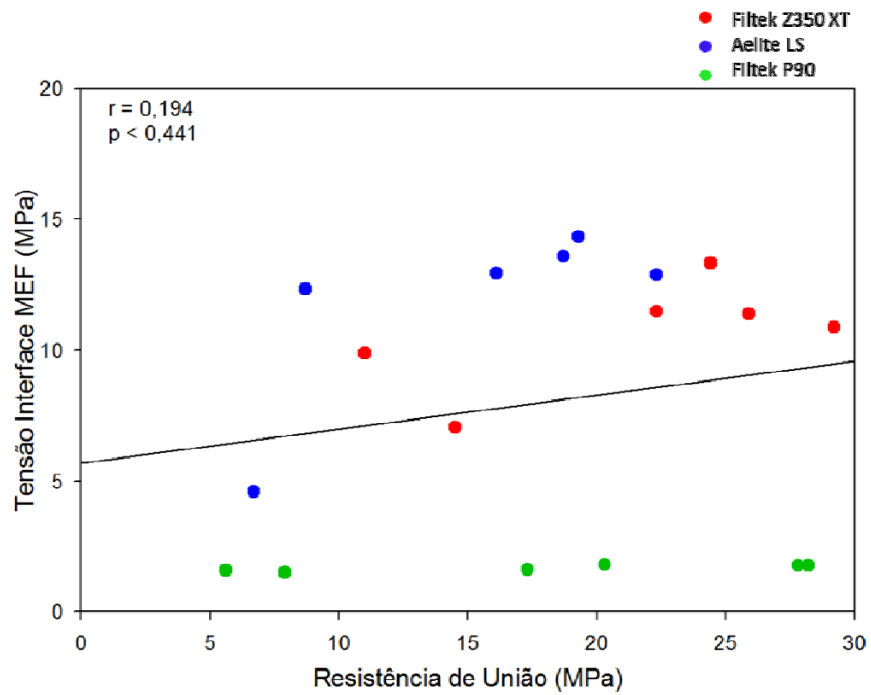


Figura 37. Correlação de Pearson entre tensão na interface MEF e resistência de união.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese deste trabalho foi aceita, a técnica de inserção dos incrementos e as resinas compostas testadas afetaram os parâmetros avaliados: deflexão de cúspides, resistência adesiva e coesiva da resina composta, propriedades mecânicas e distribuição de tensões. A discussão será descrita por tópicos de metodologias a fim de facilitar o entendimento.

6.1. Deflexão de cúspides

A deflexão de cúspides em dentes posteriores restaurados com resinas compostas é dependente de diversos fatores, incluindo o tamanho da cavidade, as propriedades do material restaurador e a técnica de inserção (Versluis e Tantbirojn, 2011). Este fator ocorre em decorrência das tensões de contração de polimerização das resinas compostas (Palin et al., 2005). Duas formas têm sido bastante utilizadas para avaliação de deflexão de cúspides, a medição por deslocamento linear de cúspide e a deformação por extensometria (Taha et al., 2009 e Kim e Park, 2011). A orientação e posicionamento do dente durante o ensaio pode influenciar a medição da deflexão de cúspides em ambos os testes, Jantararat et al. em 2001, em estudo que comparou as duas metodologias, verificaram que o método de mensuração de deflexão de cúspides por extensometria é mais prático e sofre menor variação da orientação do dente desde que o extensômetro esteja bem posicionado. Testes não destrutivos como a extensometria permitem medições sequenciais em uma mesma amostra, possibilitando a análise de medições repetitivas sem causar danos ao espécime, desta forma, uma mesma amostra pode ser utilizada em mais de uma metodologia (Jantararat et al., 2001). Neste estudo as amostras usadas na medição de deflexão de cúspides por extensometria foram usadas na avaliação da resistência adesiva e coesiva da resina composta no teste de microtração.

A resina composta de baixa contração Filtek P90 apresentou os menores valores de deflexão das cúspides seguido da Aelite LS e Filtek Z350 XT, independentemente da técnica de inserção utilizada. Um estudo descreveu a existência de relação direta entre módulo de elasticidade e deflexão de

cúspide (Lee e Park, 2005; Ratih et al. 2007; Kim e Park, 2011), no entanto, no nosso estudo a deflexão testada parece estar mais associada à contração pós-gel das resinas compostas que ao módulo elástico, uma vez que o material de maior módulo de elasticidade (Aelite LS Posterior) apresentou valores intermediários de deformação de cúspides. A deflexão de cúspides foi maior à medida que aumentou a contração pós-gel das resinas compostas, os valores de contração pós-gel das resinas compostas foram 0,11%, 0,51% e 0,62% para Filtek P90, Aelite LS e Filtek Z350 XT, respectivamente. Materiais com baixos valores de contração pós-gel possuem moléculas com alto peso molecular (Ilie e Hickel et al., 2011), isto implica na diminuição da mobilidade das moléculas durante o processo de conversão dos monômeros em polímeros, desta forma, o material transfere menores tensões para a estrutura dentária de vidro à menor diminuição volumétrica do material. No entanto, quando são inseridos vários incrementos, existe uma somatória de tensões em cada incremento, resultando em uma deformação final mais significativa que a de um único incremento (Versluis et al., 2009).

A contração pós-gel do material associada à boa qualidade adesiva, onde não há ruptura na interface decorrente das tensões de polimerização, causa deflexão das cúspides acompanhando a contração e aumento de rigidez do material (Abbas et al., 2003 e Palin et al., 2005). Esta deflexão está diretamente associada a fatores clínicos como sensibilidade pós-operatória e propagação de trincas (Sarret, 2005). Outros autores (Kim e Park, 2011 e Campodonico et al., 2011) não encontraram diferença entre inserção incremental e incremento único na deflexão de cúspides, no entanto, a técnica incremental utilizada por eles apresentava apenas duas ou três camadas de resina composta, desta forma todos os protocolos de incremento se comportaram da mesma maneira que o incremento único. Neste estudo, comparando as técnicas de restauração, a deflexão das cúspides aumentou quando aumentou o número de incrementos. Quando usado sucessivos incrementos, cada processo de polimerização resultou em contração do material, e esse efeito somado causou maior deflexão de cúspide por acúmulo de deformação. Os primeiros incrementos inseridos na cavidade são

polimerizados novamente a cada inserção de um novo incremento, esta nova incidência de luz resulta em mais tensões, e como os primeiros incrementos já estão rígidos, estas tensões são transferidas totalmente para a estrutura dentária (Versluis et al., 1996; Kowalczyk, 2009).

Estudo utilizando extensometria com mesmo equipamento para mensuração de deformação de cúspide não verificou diferença significativa entre as resinas compostas testadas (Boaro, 2011). O teste de extensometria para deflexão de cúspides se caracteriza pela mensuração dos valores de deformação na superfície do esmalte, eleita uma região onde se fixa o extensômetro, e este resultado é extrapolado para toda a cúspide. Neste estudo, uma das razões que pode explicar os resultados significantes do nosso trabalho é a escolha da fixação do extensômetro na base da cúspide, próximo ao limite cervical e não no centro da face vestibular ou lingual, análise por elementos finitos mostrou que a maior concentração das tensões de contração de polimerização é localizada nesta região. A diferença significativa entre a deflexão de cúspides neste trabalho também pode ser explicada pela existência de mais um tipo de técnica de inserção incremental, pois avaliando apenas incremento único não existe diferença entre os materiais testados.

As cúspides linguais apresentaram valores mais elevados de deformação em todas as técnicas e materiais, quando comparado com as cúspides vestibulares, este comportamento pode ser explicado pela anatomia dos terceiros molares utilizados, que apresentaram menor variabilidade de medidas na vestibular e menor volume de estrutura dentária da cúspide lingual, como a deformação é maior em estrutura mais fragilizada, a cúspide lingual apresenta maiores valores de deflexão.

6.2. Resistência adesiva e coesiva das resinas compostas

É importante que as resinas compostas e técnicas restauradoras não causem alta deflexão de cúspide, mas suficiente resistência de união e resistência coesiva destes materiais e protocolos também são cruciais para o desempenho da restauração. No presente estudo as resistências adesivas e coesivas das resinas compostas foram obtidas por meio de ensaio de

microtração. O teste de microtração permite avaliar a resistência adesiva em regiões diferentes da cavidade restaurada, a força de união das resinas compostas aos substratos dentários, a força coesiva das resinas compostas, os efeitos das tensões de contração de polimerização na força de união, além de permitir a extração de variadas amostras de uma mesma unidade experimental, no entanto, exige que sejam tomados alguns cuidados importantes na execução do método, pois é um trabalho tecnicamente exigente, onde qualquer nível de desidratação das amostras podem afetar os resultados e as amostras podem ser facilmente danificadas (Soares et al., 2008).

Este estudo verificou que as técnicas incrementais apresentaram melhores valores de resistência adesiva dos materiais, resultados consistentes com outros estudos (HE et al., 2008; Nayif et al., 2008). Na técnica incremental, o material recebe energia de luz suficiente para ser polimerizado adequadamente. Para uma polimerização homogênea usando incremento único seria necessário o uso de outros artifícios como extensão do tempo de incidência de luz da forma como descrito por Versluis et al. 2004a. A resina composta Aelite LS e a Filtek Z350 XT apresentaram resistências adesivas estatisticamente semelhantes entre as técnicas de 8 e 16 incrementos, isto significa que para este dois materiais pode se alcançar o benefício de usar 8 incrementos na técnica restauradora, que causam menor deformação de cúspide, sem comprometer a resistência de união.

Todos os materiais apresentaram resistência de união semelhante estatisticamente quando usado técnica de incremento único, tanto no topo quanto na base da restauração. Estes valores foram significativamente inferiores e se deve porque o volume do incremento não permitiu que a massa da resina composta fosse adequadamente polimerizada, justificando o maior número de falhas coesivas nesta técnica. No entanto, para técnica de 8 incrementos, no topo da restauração, a Filtek Z350 XT mostrou resistência adesiva superior à Aelite LS e Filtek P90, provavelmente pelo fato de possuir maior mobilidade de suas moléculas e consequentemente maior grau de conversão. Os fabricantes descrevem que a Filtek P90 possui matriz à base de

silorano com moléculas orgânicas de alto peso molecular, já a Aelite LS possui quantidade de carga inorgânica elevada, aproximadamente 74% em volume. Moléculas de alto peso molecular apresentam menor mobilidade no processo de conversão de monômeros para polímeros (Ilie e Hickel, 2011; Boaro et al., 2010), e maior quantidade de carga inorgânica diminuem o volume da parte orgânica que é a responsável pela contração de polimerização, isto pode explicar estes resultados.

Os materiais apresentaram mesma resistência adesiva na base da restauração na técnica de 8 incrementos, significando que se comportam da mesma maneira quando a incidência de luz é pouco atenuada. Quando usado 16 incrementos, as resinas compostas Filtek Z350 XT e Filtek P90 apresentaram melhores valores de resistência de união. Esse desempenho pode ser explicado porque Aelite LS concentra mais tensões na estrutura dental com polimerizações sucessivas, tensões que podem estar relacionadas com o alto módulo de elasticidade. Maior módulo de elasticidade e quantidade de incrementos pode gerar maiores tensões na interface (El-Sahn et al., 2011; Cheng e Douglas, 1999).

Neste estudo, as técnicas de 8 e 16 incrementos apresentaram valores significativamente maiores que a técnica de incremento único, tanto no topo quanto na base da restauração. A resistência coesiva está relacionada com a qualidade de polimerização (He et al., 2008). Utilizando a técnica incremental, independente do compósito restaurador, a energia de luz é suficiente para produzir polimerização adequada. Estudo prévio comparando técnica incremental e técnica de incremento único encontrou semelhante resultado em cavidades de 3 mm de profundidade, no entanto foi verificada diferença quanto às regiões do preparo na técnica de incremento único (Nayif et al., 2008). Esta diferença pode ser devido à profundidade do preparo cavitário do nosso estudo ser de 4 mm.

6.3. Dureza Vickers, Módulo de Elasticidade e Contração pós-gel

Na técnica de 8 incrementos, a Filtek Z350 XT e a Aelite LS tiveram queda nos valores de dureza no primeiro 0,5 mm de profundidade e na

profundidade de 4,5 mm. Isto significa que estes materiais tem os valores de dureza pouco afetados quando usado a técnica de 8 incrementos. A resina composta Filtek P90 manteve dureza constante em todas as profundidades, a Filtek P90 apresentou os menores valores de dureza em relação aos outros dois compósitos testados, mesmo que indiretamente a dureza se relaciona com grau de conversão do material, sendo assim, a Filtek P90 não tem variação de dureza por apresentar baixo grau de conversão em relação à Filtek Z350 XT e a Aelite LS. Na técnica de incremento único, todos os compósitos tiveram a dureza diminuída quando aumentou a profundidade da cavidade. Todos os compósitos apresentaram valor de dureza constante nas cinco profundidades quando usado técnica de 16 incrementos. Tanto a técnica de 8 incrementos quanto a de 16 incrementos permitem a polimerização adequada e grau de conversão dos monômeros dos compósitos (Campodonico et al., 2011). A resina composta Filtek P90 possui o menor valor de dureza, seguido da Filtek Z350 XT e da Aelite LS, valores associados com a quantidade de carga de material como discutido anteriormente (Min et al., 2010).

Neste estudo observou-se que o módulo de elasticidade diminuiu à medida que a profundidade da cavidade aumentou para todos os compósitos testados na técnica de incremento único, possivelmente devido à deficiência de polimerização na região mais profunda da restauração. O aumento da polimerização resulta em aumento na rigidez do material devido ao aumento da força de união entre as partículas orgânicas, justificando estes resultados (Gao et al., 2011; Ilie e Hickel, 2011). As Filtek Z350 XT e Filtek P90 apresentaram constante módulo de elasticidade em todas as profundidades quando utilizada técnica de oito incrementos, indicando capacidade adequada do material de manter seu módulo elástico com a polimerização. A resina composta Aelite Ls apresentou valor de dureza diminuído apenas na profundidade de 4,5 mm. Todos os materiais apresentaram módulo de elasticidade constante nas profundidades quando usado 16 incrementos. Isto demonstra que a qualidade da polimerização é essencial para determinar as propriedades mecânicas adequadas em todo o volume das restaurações, e que esta qualidade pode ser obtida usando a técnica de 8 incrementos ou de 16 incrementos. Outro estudo

também obteve resultados semelhantes ao investigar a relação do módulo de elasticidade com a profundidade da cavidade (Cheng e Douglas, 1999).

Ao analisar a contração pós-gel volumétrica das resinas compostas percebemos que a Filtek P90 teve um valor de contração volumétrica de 0,11% do seu volume sendo diferente estatisticamente das outras duas resinas compostas testadas, Filtek Z350 XT (0,62%) e Aelite LS (0,51%), resultados coerentes com estudo anterior de Clifford et al., 2009. A Filtek P90 apresentou menor valor de contração pós-gel devido à composição da sua matriz, a silorano, esta molécula é derivada de duas outras moléculas: o siloxano e o oxirano, segundo seus fabricantes, a molécula do silorano apresenta quatro anéis oxirano que durante a polimerização se abrem, esta quebra dos grupos oxiranos causaria uma expansão volumétrica que compensaria a contração de polimerização decorrente da aproximação de moléculas vizinhas (Weinmann et al., 2005; Ilie e Hickel, 2006). A Aelite LS, que utiliza o BisGMA como monômero de base, apresentou valor de contração pós-gel inferior à Filtek Z350 XT que também é à base de BisGMA, devido à outro artifício dos fabricantes na tentativa de diminuir a contração de polimerização das resinas compostas, o aumento do conteúdo de carga, no entanto segundo Boaro et al. 2010, o aumento da quantidade de carga na matriz resinosa não parece ser uma alternativa eficaz, pois aumenta o módulo de elasticidade e rigidez do material, devendo ser realizada com critério.

6.4. Análise por elementos finitos

Na análise biomecânica das estruturas dos dentes e materiais restauradores, ensaios mecânicos destrutivos são importante meio de análise de comportamento de dente, no entanto, apresentam algumas limitações no que diz respeito à obtenção de informações sobre o comportamento interno do complexo restaurador. O método de elementos finitos é caracterizado como uma ferramenta de engenharia proveniente de um sistema de solução de equações, em outras palavras, consiste em análise numérica computacional, mostrando-se como um método abrangente para calcular a condição complexa das distribuições de tensões em vários corpos (Versluis e Tantbirojn, 2009).

Para uma resposta mais precisa, a validação de metodologias experimentais por análises computacionais parece apropriado. O método de elementos finitos pode ser realizado antes do estudo de laboratório, como forma de projetar e conduzir pesquisas, e também após testes laboratoriais, a fim de explicar os fenômenos ultraestruturais que não podem ser detectados ou isolados (Ausielo et al., 2001; Ausielo et al., 2011).

A validação dos resultados da análise de elementos finitos pode ser realizada com a comparação na literatura científica ou procedimentos experimentais, tensões não podem ser diretamente mensuradas com experimentos, mas podem ser estudadas indiretamente por meio da deformação e dos reflexos das tensões que podem ser medidos em ensaios laboratoriais (Versluis et al., 2009). Em nosso estudo, os dados de deformação extraídos da análise por elementos finitos foram comparados e validados com o teste de extensometria em dentes extraídos. Não foi encontrado estudo anterior com tal validação na literatura. A deformação dos nós correspondentes com a região de esmalte onde foram fixados os extensômetros experimentalmente apresentou o mesmo comportamento da deformação captada pelos sensores da extensometria.

Em relação à análise descritiva da distribuição de tensões obtida pelo método de elementos finitos neste estudo, a resina composta Filtek P90 foi a que apresentou menores concentrações de tensões de polimerização em todas as técnicas. Comportamento esse que deve ser associado ao seu baixo módulo de elasticidade e baixa contração pós-gel. A baixa contração pós-gel é desejada em todo material, por outro lado, materiais com módulo de elasticidade muito reduzido pode refletir em ineficiente capacidade de restaurar o comportamento biomecânico, por possuir menor valor de dureza, refletindo em aumento de desgaste em áreas de esforços mastigatórios (Uhl et al., 2002; Bhamra et al., 2010).

As resinas compostas Aelite LS e a Filtek Z350 XT apresentaram elevadas concentrações de tensões nas bases das cúspides, tensões que aumentaram com o número de incrementos inseridos e polimerizados na cavidade. A resina composta Aelite LS é considerada resina composta de baixa

contração, com valor de contração pós-gel menor que a Filtek Z350 XT, no entanto, esta baixa contração é fruto da adição de mais partículas de carga, o que consequentemente aumenta seu módulo de elasticidade. O alto módulo de elasticidade faz com que este material resulte em concentração de tensões elevadas assim como a Filtek Z350 XT que é considerada uma resina composta convencional (Boaro et al 2010). A busca pela diminuição dos incrementos inseridos, que consequentemente resultarão em menores tensões e menores efeitos clínicos destas tensões, como trincas, ruptura de interface e sensibilidade pós-operatória, sem comprometer as propriedades mecânicas podem trazer o aumento da longevidade do procedimento restaurador.

6.5. Correlações entre os resultados

As correlações entre módulo de elasticidade e contração pós-gel, módulo de elasticidade e deflexão de cúspide experimental, contração pós-gel e deflexão de cúspide experimental, e tensões na interface e resistência de união não apresentaram significância estatística. Uma explicação pode ser pelo fato do nosso estudo avaliar apenas três resinas compostas. Estudo como de Boaro, 2011 conseguiram correlações estatisticamente significantes entre resistência de união, módulo de elasticidade e contração pós-gel, no entanto possuía número maior de resinas compostas testadas, isto aumenta a possibilidade de conseguir correlação significativa. Outro fator que pode explicar a ausência de correlação significativa em nosso estudo é a maior variabilidade das unidades amostrais dos ensaios experimentais que apresentam desvio padrão mais alto quando comparados com os elementos finitos. No método de elementos finitos realizado neste estudo a unidade amostral é de um modelo, esta diminuição na variabilidade dos resultados pode favorecer a obtenção de significância estatística. Outros estudos que apresentaram correlações significativas utilizaram outros métodos de obtenção de módulo de elasticidade como o ensaio de flexão de três pontos que apresenta um coeficiente de variabilidade baixo (Min et al., 2010). Quando estas variáveis foram correlacionadas com os valores de tensão e deformação

extraídos das análises de elementos finitos, a significância estatística foi alcançada.

O módulo de elasticidade apresentou correlação positiva com a tensão obtida no método de elementos finitos. Outro estudo também verificou que maior módulo de elasticidade do material, aumenta as tensões geradas pela polimerização (Meira et al., 2007). A mesma correlação foi alcançada entre o módulo de elasticidade e a deformação de cúspides do método de elementos finitos, neste caso, a associação entre um material de alto módulo de elasticidade com a estrutura dental fragilizada causa maior deflexão da cúspide pela maior transferência de tensões para a cervical da mesma.

A contração pós-gel das resinas compostas correlacionadas com tensão e deformação do método de elementos finitos também apresentou significância e relação positiva, ou seja, quando aumenta a contração pós-gel, também aumenta a deformação de cúspide e tensões geradas. Um material que contrai pouco apresenta pouca capacidade de defletir a estrutura com o aumento da rigidez e contração do material e conseqüentemente de transferir estas tensões residuais para a estrutura dentária remanescente (Verluis et al., 2009, Meira et al., 2011). Tem sido demonstrado através da análise de elementos finitos que se um composto tem baixo valor de contração pós-gel, mas alto módulo de elasticidade, a tensão de contração residual poderia ser superior a de um material com alta contração pós-gel (Verluis et al., 2009). Portanto, o benefício da diminuição da contração pode ser anulado por um aumento no módulo de elasticidade.

A correlação entre tensão e deformação experimental e de elementos finitos, apresentou significância estatística elevada e positiva, esta correlação é explicada pela lei de Hooke. A lei de Hooke é um princípio físico relacionado à elasticidade dos corpos, relação que é diretamente proporcional (Craig, 1985). A correlação entre deflexão de cúspides por extensometria e deflexão de cúspides pelo método de elementos finitos também apresentou significância e relação positiva alta, enfatizando mais uma vez a validação do modelo computacional com o ensaio mecânico.

Correlação entre tensões geradas na interface no método de elementos finitos com valores de resistência de união nas profundidades da cavidade correspondentes não foi encontrada no nosso estudo. O valor de contração pós-gel não influenciou na resistência de união dos compósitos testados, tanto um material de baixa contração como a Filtek P90 quanto um material de valor de contração mais alto como a Filtek Z350 XT apresentaram similares valores de resistência de união, como as tensões são maiores quando aumentam os valores de contração pós-gel, é justificável que as tensões também não influenciem a resistência de união entre estes compósitos testados.

A validação e correlação dos métodos experimentais e computacionais são uma importante ferramenta na busca das respostas e soluções aos problemas encontrados na adversidade clínica e deve sempre ser perseguida na tentativa de consolidação de resultados. Os problemas das resinas compostas nas cavidades amplas podem estar relacionados às deficientes propriedades mecânicas, baixa resistência de união, alta deformação de cúspides e distribuição de tensões desfavorável às estruturas dentárias. Este raciocínio é importante para os clínicos na decisão do procedimento restaurador, os profissionais podem privilegiar o equilíbrio entre as interações das propriedades mecânicas, da deflexão de cúspides, da resistência de união e da distribuição de tensões em resinas posteriores.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados deste estudo in vitro e computacional as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. O aumento do número de incrementos como a técnica de inserção em 16 incrementos e materiais com alto valor de contração pós-gel refletem em maior deflexão de cúspides.
2. A resistência adesiva e coesiva da resina composta diminui quando usada técnica de incremento único que não permite adequada polimerização do material.
3. A técnica de inserção de 8 incrementos permite mesma resistência adesiva e coesiva do compósito resinoso do que a técnica de 16 incrementos.
4. Materiais com alto módulo de elasticidade e técnica de inserção em 16 incrementos transferem maiores tensões de polimerização para a estrutura dental remanescente.
5. As técnicas de inserção de 8 incrementos preservam a manutenção das propriedades de dureza e módulo de elasticidade dos compósitos resinosos testados da mesma maneira do que a técnica de 16 incrementos.
6. O ensaio de extensometria validou o modelo computacional por elementos finitos.
7. O equilíbrio entre a resistência de união, deflexão de cúspides, boas propriedades mecânicas e concentração de tensões residuais deve ser alcançado nas restaurações dos dentes posteriores com cavidades amplas para diminuir os sinais clínicos desfavoráveis das restaurações de resina composta.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. 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;31:437–44.
2. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on resin-dentin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. **Dent Mater.** 2001;17(3):268-76.
3. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. **Dent Mater.** 2010;26:e50-e62.
4. 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;34(10):1269-77.
5. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. **Dent Mater.** 2011;27(5):423-30.
6. Bhamra GS, Fleming GJ, Darvell BW. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. **Dent Mater.** 2010 Feb;26(2):148-55
7. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. **Dent Mater.** 2010;26(12):1144-50.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseada nas Normas de Vancouver

8. Boaro LCC. **Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade de interface de restaurações em compósitos.** [tese] São Paulo: USP; 2011.
9. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. **Crit Rev Oral Biol Med.** 2004;15(3):176-84.
10. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. **Dent Mater.** 2005;21(10):962-70.
11. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. **Clin Oral Investig.** 2003;7(2):63-70.
12. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. **Compend Contin Educ Dent.** 2010 May;31 Spec No 2:10-5.
13. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. **J Am Dent Assoc.** 2011 Oct;142(10):1176-82.
14. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials.** 2004;25(13):2455-60.
15. Clifford, S.S; Roman- Alicea, K; Tantbirojn, D; Versluis, A. Shrinkage and ardnness of dental compositesacquired with different curing light sources. **Quintecensse Internacional.** 2009.

16. Craig RG. **Restorative dental materials**. St Louis, MO: The C.V. Mosby Company; 1985
17. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J Dent Res**.1984;63(12):1396-9.
18. Duarte S, Jr., Phark JH, Varjao FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. **Dent Mater**. 2009;25(5):589-600.
19. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. **J Dent Res**. 1986;65(2):149-53.
20. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. **Dent Mater**. 1995;11:354-8.
21. Ferracane JL. Resin composite-State of the art. **Dent Mater**. 2011;27(1):29-38.
22. Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G. Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylate-based composites. **Am J Dent**. 2011 Apr;24(2):97-102.
23. Goracci T, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. **Dent Mater**. 2004;20(7):643-54.
24. Gwinnett AJ. A new method to test the cohesive strength of dentin. **Quintessence Int**. 1994;25:215-8.

25. Han B, Dong Y, Gao X, Wang X, Tian F. Effect of filler content on the microtensile bond strength of composite resin and dentin in Class I cavities. **Quintessence Int.** 2012 Feb;43(2):e16-22.
26. Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. **Acta Odontol Scand.** 1997 Jun;55(3):162-6.
27. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. **Dent Mater.** 2007 May;23(5):533-8
28. Ilie N, Hickel R Silorane-based dental composite: behavior and abilities. **Dent Mater J.**2006;25(3):445-54.
29. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. **Aust Dent J.** 2011 Jun;56 Suppl 1:59-66.
30. Jantararat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. **J Dent.** 2001 Jan;29(1):75-82.
31. Jensen ME, Chan DCN. Polymerization shrinkage and microleakage. In: Vanherle G, Smith DC, editors. Posterior composite resin dental restorative materials. **Utrecht: Peter Szulc Publishing Company.** 1985. p. 243—62. 4.
32. Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J. Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. **Dent Mater.** 1990;6(1):5-9.
33. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. **Oper Dent.** 2011 May-Jun;36(3):326-34.

34. Kowalczyk P. Influence of the shape of the layers in photo-cured dental restorations on the shrinkage stress peaks-FEM study. **Dent Mater.** 2009 Dec;25(12):e 83-91.
35. Lee SY & Park SH. Correlation between linear polymerization shrinkage and tooth cuspal deflection. **Journal of the Korean Academy of Conservative Dentistry** 2005; 6: 442-449.
36. Lee M-R, Cho B-H, Son H-H, Um C-M, Lee I-B. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. **Dent Mater.** 2007;23:288–95.
37. Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. **J Oral Rehabil.** 2010;37(5):364-76.
38. Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. **J Dent.** 2004;32(6):459-70.
39. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003 Dec;23(6):543-55.
340. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater.** 2007 May;23(5):539-48.
41. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. **Dent Mater.** 2010;26(10):947-53.

42. Marshall DB, Noma T, Evans AG. A simple method for determining elastic-modulus-to-hardness ratios using Knoop indentation measurements. **J Am Ceram Soc** 1982;65: C175—6.
43. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin composites. **Dent Mater.** 2008;24:932-939.
44. Meira JB, Braga RR, de Carvalho AC, Rodrigues FP, Xavier TA, Ballester RY. Influence of local factors on composite shrinkage stress development—a finite element analysis. **J Adhes Dent.** 2007;9(6):499-503.
45. Meira JBC, Braga RR, Ballester RY, Tanaka CB, Versluis A. Understanding contradictory data in contraction stress tests. **Journal of Dental Research** 2011;90(3):365-70.
46. Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. **Dent Mater.** 2010 Oct;26(10):1024-33.
47. Misra A, Spencer P, Marangos O, Wang Y, Katz JL. Parametric study of the effect of phase anisotropy on the micromechanical behaviour of dentin-adhesive interfaces. **J R Soc Interface.** 2005;2(3):145-57.
48. Mjör IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. **Quintessence Int.** 2000 Mar;31(3):165-79.
49. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent.** 1980;43(4):419-22.

50. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res.** 1982;16(3):265-73.
51. Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. **J Dent.** 2008 Mar;36(3):228-34.
52. Neiva IF, de Andrada MA, Baratieri LN, Monteiro Júnior S, Ritter AV. An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. **Oper Dent.** 1998 Nov-Dec;23(6):282-9.
53. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent Mater** 2005;21:324–35.
54. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent.** 1999;1:299-309.
55. Perdigão J, Geraldeli S, Carmo ARP, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. **J Esthet Restor Dent.** 2002;14:31-8.
56. Raposo LHA. **Avaliação dos parâmetros críticos do ensaio de microtração: análise laboratorial e por Elementos Finitos [dissertação].** Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2010.
57. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater.** 1994;17(1):11-5.

58. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PEC. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. **Dent Mater.** 2005;21:1144-9.
59. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunkzac MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. **J Dent.** 1991; 19: 312-6.
60. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. **Dent Mater.** 1997;13(4):233-9.
61. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J.** 2008 Jun;41(6):493-501.
62. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. **Dent Mater.** 2005 Jan;21(1):9-20.
63. Secco AS, Martins LRM, Góes MF, Consani S, Spinelli D, Takeia T. Efeito do suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta na rigidez de cúspides. **Revista APCD** 2000;54(4);Jul/Ago:322-26.
64. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. **J Dent Res.** 1999;78(2):699-705.
65. Silva GR. **Resistência a fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas – avaliação mecânica e por extensometria.** [Dissertação] Uberlândia: FOUFU/UFU; 2007.

66. Soares CJ, Martins LRM, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic MOD systems. **Quintessence Int** 2004;35:281-6.
67. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005;19(1):11-6.
68. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent.** 2006;95(6):421-9.
69. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. **Braz Oral Res.** 2008a Jul-Sep;22(3):281-7.
70. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. **J Dent Res.** 2008b Jan;87(1):89-93.
71. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008;99(1):30-7.
72. Sousa SJB, Projeto de iniciação científica. CNPq/2010-SAU 004).
73. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, *et al.* A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. **Nat Mater.** 2004;3(8):545-50.

74. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. **J Dent.** 2009 Sep;37(9):724-30.
75. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. **Dent Mater.** 2004;20(6):535-42.
76. Tantbirojn D, Chongvisal S, Augustson DG, Versluis A. Hardness and postgel shrinkage of preheated composites. **Quintessence Int.** 2011 Mar;42(3):e51-9.
77. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(6):729-38. Erratum in: **J Biomed Mater Res.** 2003 Feb 15;64(2):130-1.
78. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique bond strength measurements. **J Dent.** 1989;17(2):61-7.
79. Versluis A, Douglas WH, Cross M. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stress? **Journal of Dental Research** 1996;75:871–8.
80. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? **Journal of Dental Research** 1997;76:1298–307.
81. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? **J Dent Res.** 1998;77(6):1435-45.

82. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. **Dent Mater.** 2004a Jul;20(6):543-53.
83. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. **Dent Mater.** 2004b;20(6):554-64.
84. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. **Int Endod J.** 2006 Dec;39(12):931-9.
85. Versluis, A, Tantbirojn, D. Relationship Between Shrinkage and Stress. In: Daskalaki A. editor. Dental Computing and Applications: **Advanced Techniques for Clinical Dentistry** 2009. p.45–64.
86. Versluis A, Tantbirojn D, Lee MS, Tu LS, DeLong R. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. **Dent Mater.** 2010;27(2):126-33.
87. Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? **J Tenn Dent Assoc.** 2011 Spring;91(2):36-42; quiz 42-3.
88. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R *Siloranones in dental composites.* **Dent Mater.** 2005;21(1):68-74.

ANEXOS

Anexo 1



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 – Bloco A – Sala 224 - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131; e-mail: cep@propp.ufu.br; www.comissoes.propp.ufu.br

ANÁLISE FINAL Nº. 032/11 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU
352/10

Projeto Pesquisa: Efeito do material restaurador, da técnica de polimerização na integridade adesiva, deformação de cúspides e tensões geradas na restauração de cavidades classe II em molares com grande perda estrutural.

Pesquisador Responsável: Carlos José Soares

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.
O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data de entrega do relatório final: Abril de 2012.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO APROVADO.

OBS: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

Uberlândia, 11 de fevereiro de 2011.

Profa. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU