

Camila Maria Peres de Rosatto

**Restaurações classe II MOD em molares empregando  
resinas compostas de incremento único e técnica  
incremental – Análise biomecânica experimental e  
computacional**

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, 2015

Camila Maria Peres de Rosatto

**Restaurações classe II MOD em molares empregando resinas compostas de incremento único e técnica incremental – Análise biomecânica experimental e computacional**

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 (a): Dr<sup>a</sup>. Aline Arêdes Bicalho

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Veridiana Resende Novais

Prof. Dr. André Figueiredo Reis

Uberlândia, 2015

CAMILA MARIA PERES DE ROSATTO

RESTAURAÇÕES CLASSE II MOD EM MOLARES EMPREGANDO RESINAS  
COMPOSTAS DE INCREMENTO ÚNICO E TÉCNICA INCREMENTAL – ANÁLISE  
BIOMECÂNICA EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Uberlândia

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

- R789r  
2015 Rosatto, Camila Maria Peres de, 1987-  
Restaurações classe ii mod em molares empregando resinas compostas de incremento único e técnica incremental – análise biomecânica experimental e computacional / Camila Maria Peres de Rosatto. - 2015.  
106 f. : il.
- Orientador: Carlos José Soares.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Resinas compostas (Odontologia) - Teses. 3. Restauração (Odontologia) - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº277 - COPOD

Data: 27/02/2015

Discente: Camila Maria Peres de Rosatto, Matrícula: (11312ODO002)

Título do Trabalho: Restaurações amplas em molares empregando resinas compostas de incremento único e técnica incremental – análise biomecânica experimental e computacional.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia e Propriedades Físicas e Biológicas dos Materiais Odontológicos e das Estruturas Dentais.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia e Propriedades Físicas e Biológicas dos Materiais Odontológicos e das Estruturas Dentais.

As **quatorze** horas do dia **vinte e sete de fevereiro do ano de 2015** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2015, assim composta: Professores Doutores: Veridiana Resende Novais Simamoto (UFU); André Figueiredo Reis (UnG); e Carlos José Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Camila Maria Peres de Rosatto**.


Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Carlos José Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) A provado(a).

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, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 14 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

  
Profª. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto – UFU

  
Prof. Dr. André Figueiredo Reis – UnG

  
Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU



## EPÍGRAFE

*“Tudo vale a pena quando a alma não é pequena.”*  
*(Fernando Pessoa)*

## DEDICATÓRIAS

### ***A Deus,***

que sempre guiou meu caminho de encontro as melhores oportunidades e pessoas, depositando fé sem fim no meu coração.

### ***Aos meus pais Dulce e Cleonir,***

pelas vezes que abriram mão dos seus sonhos em função dos meus. Por investirem na minha educação incansavelmente, na tentativa de que eu realizasse mais do vocês puderam realizar. E principalmente, por me passarem valores de vida tão sólidos, os quais procuro sempre seguir e sempre com um sorriso no rosto. Faço de tudo para dar orgulho a vocês e espero que o meu futuro seja cheio de outras grandes vitórias para comemorarmos juntos. Aproveito também para pedir desculpa pela ausência nesse tempo de dedicação... Sem vocês a realização desse sonho não seria possível!

### ***A minha irmã Fernanda,***

dedico a você também este trabalho. Espero ter te mostrado que sonhos são possíveis e a vida ainda é longa para que você busque e realize os seus. Nunca desanime. Estarei com você para o que você precisar.

### ***Ao meu noivo João Paulo,***

por sempre ser luz na minha vida. Também procuro ser melhor a cada dia para te fazer feliz... Você sempre acreditou em mim mais do que eu mesma e isso me dá forças para continuar. Seu apoio nesses 8 anos, acompanhando as diversas fases da minha vida, sempre foram só incentivo e alegria. Você é parceiro incansável, ajuda a realizar meus sonhos, e meu desejo só pode ser viver mais uma vida inteirinha com você.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

### ***À toda minha família – avós, tios e primos,***

Agradeço a força e a compreensão da minha ausência. Sei que a minha felicidade também é a felicidade de vocês e que todos sempre torceram pelo meu sucesso. Sou abençoada pela família que Deus me deu.

### ***Ao cunhado – David,***

Te admiro pela sua dedicação. Você que com todo o esforço cursou mestrado e agora finaliza seu doutorado em Química. Já dá aulas e nos enche de orgulho. Te desejo cada vez mais sonhos e sucesso.

### ***A minha segunda família – Jorge, Iza e Luiz Sérgio***

Obrigada pela vida do João Paulo, por me fazerem sentir tão acolhida no lar e na família de vocês, por me receberem com tanto amor e carinho. Obrigada por compreenderem as minhas ausências, pelo apoio e pela amizade. À esta querida família que a vida trouxe para junto de mim e, que para minha felicidade, ficará para sempre. Muito obrigada por todo cuidado e aconchego.

### ***As amigas de infância – Renatas, Camilinha, Natty, Ana Lú, Fê, Carol, Babi, Bárbara, Bru, Marianas, Luíza e Paty,***

Uma amizade de 16 anos, da vida toda até o fim... Crescemos juntas e vocês sempre torceram por mim. Sou grata por ter a oportunidade de conviver com vocês. Presentes de Deus!! Acredito que ainda teremos muito o que comemorar...

### ***À Letícia e João Netto, Nathalie e Diego,***

Nosso sexteto é especial com vocês. Obrigada pela amizade, pela força e pelos excelentes momentos vividos juntos. Muitas lembranças... Quero levar vocês para o resto da vida.



***Aos inúmeros amigos que a vida me deu,***

Sintam-se todos lembrados e agradecidos. Graças a Deus, são tantos amigos que torna-se impossível falar de todos, mas estão no meu coração. São todos especiais!

## **AGRADECIMENTOS**

### ***Ao meu Professor e orientador Carlos José Soares,***

Nada disso teria sido possível sem você. Minha gratidão será eterna. Falar do senhor para mim é lembrar com carinho dos bons momentos que vivi realizando as pesquisas da Iniciação Científica e agora do mestrado. Agradeço pela confiança depositada, pelas oportunidades e os ensinamentos. Nesse tempo aprendi demais, como pessoa e profissional. Descobri que correr atrás das coisas é preciso. Amadureci e tentei ajudar em tudo o que pude, como forma de retribuição. Com certeza o senhor é iluminado e veio ao mundo para mudar as coisas para melhor. Nunca vou me esquecer do seu jeito único, personalidade forte, mas cativante, que é apenas “capa” para os que não te conhecem verdadeiramente. Admiro sua transparência, amor pelo que faz e dedicação. O senhor abraçou essa pesquisa com paixão, e eu segui logo atrás em meio a tanta motivação. Obrigada por me permitir fazer parte da sua família científica. Sempre te admirei e continuarei a admirar, dizendo a todos com muito orgulho que você foi o meu orientador. Saiba que você foi muito importante na minha formação e continue a contar comigo para o que você precisar!

*“The mediocre teacher tells. The good teacher explains. The superior teacher demonstrates. The great teacher inspires.” (William Arthur Ward)*

### ***À Aline Arêdes Bicalho,***

Alinoca, sua co-orientação também foi essencial. Sempre te admirei e agora mais ainda... Tomei você como espelho e segui o meu caminho... Você foi luz e mãe nesse tempo. Foi anjo também. Como sou agradecida e feliz por ter te conhecido. Amizade que quero levar para o resto da vida. Pessoa especial e única, dona de um coração cheio de paz e alegria. Obrigada pelos ensinamentos, pelos bons momentos, pelas palavras amigas, por direcionar todo o meu caminho, pelo carinho e por tantas risadas compartilhadas. Pena não ter te conhecido antes... Mas ainda temos todo o tempo. Nossa afinidade é

coisa de Deus. Ainda quero ver Bicalho AA ganhando o mundo... Sua família crescendo... Torço pelo seu sucesso e muitas realizações pela frente!!

***Ao Crisnicaw Veríssimo,***

Cris, nosso tempo juntos foi pouco, mas você sempre se mostrou disponível em me ajudar. Agradeço demais tudo que fez por mim, tudo que me ensinou, sempre com paciência e um sorriso. Te admiro também pelo amor ao que faz, pela humildade e perseverança. Também torço pelo seu sucesso e que a cada dia você conquiste mais um passo. Acho que Deus resolveu me disponibilizar mais um anjo nessa reta final e, por sorte, ele foi você...

*Trabalhar com vocês três foi especial e será inesquecível! Muito obrigada!!!*

***À Renata Borges,***

Amiga que conheci na pesquisa e que sempre dividiu todos estes momentos comigo. Com certeza teremos muitas histórias para contar no futuro... Você também sempre esteve disposta a me ajudar e me ensinou muito, sendo quase como uma irmã... Rê, cheguei até aqui porque você sempre me incentivou, foi capaz de aumentar minha fé e me trouxe paz nos momentos difíceis. Admiro sua garra e tenho muito orgulho de você. Tenho certeza que você está no caminho certo. Muita paz e sabedoria!

***À Professora Veridiana,***

Veri, você me deu os primeiros ensinamentos sobre o que era a pesquisa na época da minha Iniciação Científica, foi peça chave para trilhar o caminho que escolhi e me passou valores que apenas os pais passam aos filhos, me tratando sempre com o maior carinho do mundo. Foi e ainda é, amiga e conselheira. Saiba que te admiro como pessoa, profissional, esposa e mãe, realizando com amor e excelência todas as suas tarefas. Você também é espelho para mim e nunca vou te esquecer. Adoro sua família e te desejo uma vida cheia de alegrias. Você faz parte desta conquista!

***À Marina Roscoe,***

Marininha, você sempre foi uma mistura de amizade e alegria. Ter te conhecido foi um privilégio! Pura sintonia nós duas!! Outro presente que a pesquisa me deu. Você nasceu para fazer exatamente isso. Sempre preocupada, participativa e conselheira para comigo. O primeiro anjo que tive... Eu te desejo cada vez mais sucesso! Sempre vou estar te aplaudindo.

***Aos meus colegas de sala do mestrado,***

Muito obrigada por tudo! Pelos momentos vividos juntos. Pelos sorrisos compartilhados e os ensinamentos adquiridos. Dividimos muitas noites em claro... Nossas viagens para os congressos serão inesquecíveis! Adoro todos vocês!

***Aos colegas da Pós-Graduação – Aletheia, Andrea, Manuella, Renata Afonso, Natércia, Priscilla, Alan, Gabriela Mesquita e Suely,***

Com vocês aprendi muito. Cada um com o seu jeito, suas qualidades e seus defeitos. Nunca vou me esquecer de vocês... Sempre escutei palavras de força e apoio. Foi um privilégio trabalhar ao lado de todos!

***Às mestrandas Valessa e Luciana,***

Agradeço pela amizade dividida, o ombro amigo e as palavras de carinho. Com vocês meus dias passaram a ter mais cor e alegria. Desejo as duas paciência e sucesso nesse último ano. Fiquem com a certeza de que tudo dará certo...

***Aos alunos de Iniciação Científica – Gabriel e Mariana – e a colega de Pós-Graduação da UFPel Lísia Lorea,***

Obrigada pelos ensinamentos passados. Mais do que ensinar vocês, eu que aprendi muito. Aprendi que cada ser é diferente, que ensinar é uma arte. Vocês permitiram minha primeira experiência em orientação e fui muito feliz com a cumplicidade encontrada. Vocês serão sempre lembrados na minha formação.

***Aos demais alunos da Iniciação Científica – Paulo Victor, Monise,  
Grazielly, Rhanielly e Júlia,***

Admiro vocês pela garra. Continuem lutando pelos seus sonhos.

***A todos os Professores da Pós-Graduação,***

Agradeço os conhecimentos compartilhados, as dúvidas sanadas e os bons momentos.

***Aos técnicos Sr. Advaldo e Daniela,***

Vocês sempre ofereceram sua amizade e sempre me escutaram nos momentos difíceis. Estiveram sempre disponíveis... Obrigada! Por terem me ajudado no que eu precisei.

***Aos técnicos do CPBio – Eliete e John Douglas,***

Obrigada pelos sorrisos diários. Desejo muita felicidade a vocês!

***As secretárias da Pós-Graduação – Graça e Brenda,***

Pelos serviços prestados, toda ajuda e paciência. Muito obrigada!!

***À Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia  
(FOUFU) e Hospital Odontológico,***

Sou feliz e me orgulho de ter feito parte desta Instituição por 7 anos e convivido com todos os funcionários e técnicos.

***Ao CPBio (Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia  
Celular da FOUFU),***

Pelo espaço físico oferecido para a realização desta pesquisa. Nesse tempo, tornou-se minha segunda casa e da qual sempre lembrarei com o maior carinho do mundo. Sentirei saudade dos laboratórios.

***Ao CNPq,***

Pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante os dois anos de  
pós-graduação.

***LEVAREI TODOS NO MEU CORAÇÃO!***

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	15
ABSTRACT	17
1.INTRODUÇÃO	19
2.PROPOSIÇÃO	25
3.MATERIAIS E MÉTODOS	27
4.RESULTADOS	61
5.DISSCUSSÃO	76
6.CONCLUSÕES	85
REFERÊNCIAS	88
RELEASE PARA IMPRENSA	99
ANEXO	101

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - Porcentagem  
± - Mais ou menos  
μS – Unidade de microdeformação (microstrain)  
et al. – E colaboradores  
min – Unidade de tempo (minuto)  
mm – Unidade de comprimento (milímetro)  
mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto)  
mm<sup>2</sup> – Unidade de área (milímetro quadrado)  
mm<sup>3</sup> – Unidade de área (milímetro cúbico)  
MEF – Método de Elementos Finitos  
MPa – Unidade de força (MegaPascal)  
GPa – Unidade de força (GigaPascal)  
mW/cm<sup>2</sup> – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)  
N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)  
Nº - Número  
°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)  
p – Probabilidade  
Ω – Unidade de resistência elétrica (Ohm)  
Kgf – Unidade de força – carga aplicada (quilograma força)  
S – Unidade de tempo (segundo)  
Hz – Unidade de frequência (Hertz)  
x – Vezes  
CEP – Comitê de Ética em Pesquisa  
UFU – Universidade Federal de Uberlândia  
FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia  
VH – Dureza Vickers  
E – Módulo de elasticidade  
TEC – TetricEvoCeram Bulk Fill



SDR - SDR

EST-X – Esthet-X HD

VBF – Venus Bulk Fill

CHA – Charisma Diamond

FBF – Filtek Bulk Fill

Z350XT – Filtek Z350XT

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar por meio de ensaios biomecânicos o uso de resinas compostas de incremento único (bulk-fill) em comparação à técnica incremental para restaurar molares com grande perda estrutural. Setenta e cinco molares foram preparados com classe II mésio-ocluso-distal (MOD), restaurados e divididos em 5 grupos (n = 15): Z350XT, grupo controle, técnica incremental oblíqua com resina nanoparticulada Filtek Z350XT (3M ESPE); e quatro grupos com resinas bulk-fill: FBF/Z350XT, Filtek Bulk Fill/Filtek Z350XT (3M ESPE); VBF/CHA, Venus Bulk Fill/Charisma Diamond (Heraeus Kulzer); SDR/EST-X, SDR/Esthet-X HD (Dentsply); TEC, TetricEvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), de acordo com as recomendações de cada fabricante. Dez dentes de cada grupo foram usados para avaliação do comportamento biomecânico e os outros cinco para avaliação das propriedades mecânicas de dureza Vickers (VHN)/módulo de elasticidade (E). Deformação de cúspide foi mensurada, empregando extensometria, em três momentos: durante as restaurações, simulação do carregamento oclusal de 0 a 100N e no momento da fratura. Transiluminação dental foi realizada para detecção e propagação de trincas no esmalte. Radiodensidade das resinas e presença de bolhas nas restaurações foram mensuradas por meio de radiografia digital. Após ciclagem mecânica, a resistência a fratura foi mensurada por carregamento oclusal axial e o padrão de falha classificado por três avaliadores. As propriedades das sete resinas compostas (n = 10) foram obtidas por meio de contração pós-gel, resistência a tração diametral e compressão axial. Análise por método de elementos finitos com modelos bidimensionais para quantificação das tensões residuais de contração e deformação de cúspide, buscou validar os achados experimentais. Resinas compostas de incremento único (bulk-fill) mostraram menor contração de polimerização, deformação de cúspide e geração de tensões de contração comparadas com resina composta convencional. A ocorrência de trincas foi superior após o procedimento restaurador, independentemente da técnica restauradora e da cúspide avaliada. Contudo, as cúspides linguais exibiram mais trincas que as vestibulares. Os grupos TEC e VBF/CHA apresentaram significativamente maior radiopacidade que os

demais materiais. Não foi encontrada diferença entre FBF/Z350XT e Z350XT. O risco absoluto e relativo da presença de bolhas na restauração final mostrou que TEC e FBF/ Z350XT tiveram o mesmo risco que a Z350XT. VBF/CHA e SDR/EXT-X tiveram significativamente menor risco do que a restauração incremental com Z350XT. Embora as resinas bulk-fill de maior fluidez apresentem valores inferiores de resistência a tração, resistência a compressão, dureza Vickers e módulo de elasticidade elas resultam em superior resistência a fratura que a técnica incremental. Pode-se concluir que resinas de incremento único bulk-fill estão indicadas para uso clínico, afim de minimizar os efeitos indesejáveis do procedimento restaurador, associada a simplificação da técnica.

**Palavras-chave:** resina composta, incremento único, deformação de cúspide, tensão de contração, propriedades mecânicas, radiodensidade, análise por elementos finitos.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the use of bulk-fill composite resins compared to oblique incremental technique to restore molars with large structural loss. Seventy-five molars were prepared with class II mesial-occlusal-distal (MOD) cavities, restored and divided into 5 groups (n = 15): Z350XT as the control group, restored oblique incremental technique with nanofiller composite Filtek Z350XT (3M ESPE); and 4 techniques using bulk-fill composites: FBF/Z350XT, Filtek Bulk Fill/Filtek Z350XT (3M ESPE); VBF/CHA, Venus Bulk Fill/Charisma Diamond (Heraeus Kulzer); SDR/EST-X, SDR/Esthet-X HD (Dentsply); TEC, TetricEvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), according each manufacturer's instructions. Ten teeth of each group were used to evaluate the biomechanical behavior and the other five to evaluation Vickers hardness (VHN)/elastic modulus (E). Cusp strain was measured, using strain-gauge test, in three moments: during the restorations, simulating occlusal loading from 0 to 100N and at the fracture. Teeth transillumination was carried to detect the presence and propagation of enamel cracks. The resin radiodensity and the presence of bubbles into restorations were measured by digitized radiography. After mechanical cycling, fracture resistance using occlusal axial loading and the failure modes were classified by three evaluators. The gel shrinkage, diametral tensile strength and compression strength properties of each seven composite resins (n = 10) were obtained. Finite element analysis was developed using two-dimensional models for definition of residual shrinkage stress and cuspal strain, validating the laboratory findings. Bulk-fill composite resins showed lower polymerization shrinkage, cusp strain and residual stress compared with conventional composite resin. The occurrence of cracks was higher after the restorative procedure regardless of the restorative technique and cusp type. However, the lingual cusp showed more cracks than buccal cusp. The TEC and VBF/CHA had significantly higher radiodensity than the other materials. No difference was found between FBF/Z350XT and Z350XT. TEC and FBF/Z350XT had the similar absolute and relative risk of bubbles presence risk as the Z350XT. VBF/CHA and SDR/EXT-

X had significantly lower risk than incremental restoration with Z350XT. Although, the bulk-fill in general had inferior mechanical properties such as tensile strength, compressive strength, Vickers hardness and elastic modulus, they results in higher fracture resistance than incremental technique using nanofiller composite resin. It can be concluded that bulk-fill composite resins are suitable for clinical use in order to minimize the undesirable effects of restorative procedure associated technical simplification.

**Keywords:** composite resin, bulk-fill, cuspal strain, shrinkage stress, mechanical properties, radiodensity, finite element analysis.

## ***INTRODUÇÃO***

---

## 1. INTRODUÇÃO

Protocolos restauradores com resinas compostas em dentes posteriores têm sido estudados a fim de minimizar fatores indesejados provenientes da técnica restauradora e das propriedades dos materiais, melhorando assim a qualidade das restaurações. (Jensen & Chan, 1985; Burgess et al., 2010) Cáries em dentes posteriores permanentes, envolvendo várias faces, são o tipo mais frequente de doença da cavidade oral em todo o mundo. (Heintze e Rousson, 2012) Mais de 500 milhões de restaurações diretas são colocadas a cada ano e, dessa forma, pode ser considerada a intervenção mais prevalente no corpo humano. (Heintze e Rousson, 2012)

Compósitos foram desenvolvidos em 1962 pela combinação de dimetacrilatos (resina epóxi e o ácido metacrílico) com pó de quartzo silanizado. (Bowen, 1963) Graças às suas propriedades (estética e vantagens da tecnologia adesiva) os compósitos ocuparam o espaço do amálgama como primeira opção para restaurar de forma direta dentes posteriores. Isto permite a recuperação da distribuição original do estado de tensão e deformação resultantes das cargas mastigatórias em um dente restaurado. (Versluis e Tantbirojn, 2011) Estudos clínicos mostram bom desempenho, proporcionando resultados de 10-20 anos, mostrando falha anual relativamente baixa com taxas de aproximadamente 2%. (Gaengler et al., 2001; Pallesen e Qvist, 2003; DaRosa et al., 2006) Porém esta técnica ainda resulta em indesejáveis consequências aos pacientes como sensibilidade pós-operatória, tricas da estrutura dental e manchamento marginal das restaurações. (Heintze e Rousson, 2012)

A técnica incremental de inserção da resina composta, passou por várias transformações, sendo que inicialmente as camadas de resina eram colocadas na cavidade horizontalmente e depois verificou-se que havia melhor distribuições de tensões pela técnica incremental oblíqua. (Soares et al., 2013) As técnicas incrementais poderiam causar maiores deformações no dente restaurado e assim produzir tensões mais elevadas quando comparada a técnica de incremento único. (Versluis et al., 1996; Bicalho et al., 2014 parte II) No entanto, com a técnica de incremento único a adequada polimerização do

compósito ao longo de toda a profundidade da cavidade fica comprometida. (Bicalho et al., 2014 parte I) Como a polimerização completa do compósito é tão importante quanto a recuperação adequada da integridade estrutural de um dente restaurado, o preenchimento incremental tem sido amplamente reconhecido como a melhor opção pelas ótimas propriedades do material. (Kuijs e Fennis, 2003; Nayif et al., 2008; Park et al., 2008; Bicalho et al., 2014 parte I; Bicalho et al., 2014 parte II) Técnicas incrementais também têm sido relatadas por resultar na maior resistência de união do compósito do que a técnica horizontal. (Chikawa et al., 2006; Bicalho et al., 2014 parte I)

Quando o material contrai, tensões de contração e consequentemente deformação estrutural e falhas de integridade interfacial podem ser geradas. Frente a estes problemas, diversos materiais e técnicas continuam sendo desenvolvidos e estudados a fim de reduzir estas intercorrências. Percebe-se, no entanto, que tensões de contração parecem ser dependentes da configuração e tamanho das restaurações. (Versluis et al., 2004b) Restaurações classe II amplas resultam em menor nível de tensão na restauração e interface dente-restauração como resultado do aumento da deformação no remanescente dental. (Versluis et al., 2004b) Portanto, tensão de contração não pode ser baseada exclusivamente nas propriedades do compósito, mas também depende da configuração e dimensões da restauração, bem como dos procedimentos restauradores. (Xu et al., 1999; Hubsch et al., 2002)

Na década de 1980 surgiu a técnica de incremento único ou “bulk fill”, (Wieczkowski et al., 1988) que consistia em colocar resina composta convencional com preenchimento único na cavidade a ser restaurada. Na época, este trabalho mostrou que resinas compostas inseridas pela técnica incremental em dentes posteriores apresentaram maior resistência a fratura que pela técnica de incremento único. A técnica de preenchimento incremental inicialmente era pensada com a finalidade de diminuir os efeitos da contração de polimerização e das tensões geradas na interface adesiva. (Neiva et al., 1998) No entanto, hoje esta premissa não é suportada por estudos experimentais e muito menos por análises computacionais. (Versluis et al., 1996; Bicalho et al., 2014 parte II) As tensões geradas pela contração dependem de outros fatores, como intensidade



e tempo de ativação de luz, propriedades mecânicas dos compósitos e a qualidade e quantidade de estrutura dentária, do método de inserção do material, e da geometria e extensão da cavidade. (Versluis et al., 1996; Neiva et al., 1998; Tantbirojn et al., 2011; Soares et al., 2013; Bicalho et al., 2014) O acúmulo de tensão e deformação na estrutura dental gerada em restauração de resina composta, usando inserção em incremento único tem vantagens frente a abordagem incremental. (Kowalczyk, 2009; Bicalho et al. 2014, parte I) Pois as etapas de polimerização sucessivas geram deformação cumulativa no dente, resultando em maior deformação final que na técnica de preenchimento único. (Bicalho et al., 2014 part I e part II) Contudo, embora seja reduzida a deformação de cúspide, a técnica de inserção em incremento único não permite polimerização completa em toda a profundidade da restauração e, dessa forma, a união integrativa entre a estrutura dental e a restauração, bem como as propriedades mecânicas do compósito ficam comprometidas. (Bicalho et al., 2014 part I e part II)

Surgiu então a necessidade de novos materiais que devolvessem aos dentes posteriores além de estética e função, sua integridade como complexo biomecânico com parâmetros físicos e mecânicos adequados. Dessa forma, a partir de 2010 surgiram no mercado odontológico as resinas compostas denominadas “bulk-fill” sendo que a primeira delas, foi a resina de baixa viscosidade SDR, comercializada pela Dentsply. (He et al., 2008; Roggendorf et al., 2011) Estes materiais nada mais são do que resinas compostas com alterações de viscosidade e maior capacidade de transmitância da luz que permitem ser utilizadas em incremento único de até 4 mm de espessura. (Moorthy et al., 2012; Flury et al., 2012) Com essa característica de inserção em grandes incrementos a técnica é simplificada e demanda menor tempo clínico. (Heintze and Rousson, 2012) Devido ao fato de reduzir o tempo de cadeira do paciente no procedimento restaurador, essas novas resinas compostas vêm sendo sugeridas como boa opção na odontopediatria e devem ser pensadas como opção para serviços públicos. (Do et al., 2014) Compósitos bulk-fill podem ser muito úteis para restaurar dentes posteriores decíduos e permanentes jovens quando o fator tempo é essencial pro se tratar de crianças. (Do et al., 2014) Os

fabricantes destes materiais prometem baixa contração de polimerização e melhoria nas propriedades mecânicas.

As resinas bulk-fill parecem não diferir essencialmente em sua composição química das resinas compostas convencionais nanohíbridas e microhíbridas. (Ilie et al., 2013) Avaliação das propriedades mecânicas (módulo de elasticidade, dureza, resistência) permitem comparação direta entre os compósitos bulk-fill e as resinas compostas convencionais. (Ilie et al., 2013) Alguns dos compósitos bulk-fill requerem incremento final de 2mm, empregando resina composta convencional, enquanto outros compósitos bulk-fill podem ser inseridos unicamente em toda a extensão da cavidade. A diferente aplicação dos materiais pertencentes a mesma classe pode confundir muitos clínicos, uma vez que parece razoável que eles suponham que o comportamento do material seja semelhante. (Ilie et al., 2013)

Resinas compostas durante sua fotoativação sofrem contração de polimerização. Essa contração causa tensões residuais que geram 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 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 das restaurações em dentes posteriores com resinas compostas. (Mjör & Toffenetti, 2000; Brunthaler et al., 2003) A contração de polimerização é inerente aos materiais poliméricos, porém o que reflete negativamente na interface adesiva são tensões resultantes deste processo. (Versluis et al., 2004b; Bicalho et al., 2014 parte II) Materiais com alto módulo de elasticidade são rígidos, não se deformam, portanto a contração de polimerização pode reverter em maiores tensões nas estruturas adjacentes. (Soares et al., 2013) 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; Soares et al., 2013) 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 microdureza (Marshall et al., 1982; Versluis et al., 2004b; Soares et al., 2013, Bicalho et al., 2014 parte I, Bicalho et al., 2014 parte II, Bicalho et al., 2014), pode representar grande ferramenta na análise de técnicas e no desenvolvimento de produtos.

Clinicamente, as tensões de contração de polimerização também podem se manifestar com movimento de cúspides, podendo comprometer a união na interface dente-restauração. (Davison et al., 1984 e Taha et al., 2009) A deformação das cúspides é resultado da interação entre a tensão de polimerização do compósito resinoso e do *compliance* da cavidade. (He et al., 2007) Essa deformação parece aumentar com a maior extensão da restauração, podendo incorrer em trincas ou fratura da estrutura dental remanescente. (Lee et al., 2007)

Dessa forma, existem poucos estudos que analisam de forma integrada e compreensiva o comportamento biomecânico destes novos compósitos empregados nas restaurações de dentes posteriores com cavidades amplas. Portanto, parece oportuno avaliar as propriedades mecânicas destes novos materiais em comparação a compósitos convencionais produzidos pelos mesmos fabricantes e ainda aplicá-los nas condições recomendadas em dentes posteriores com amplas cavidades MOD, avaliando o desempenho mecânico por meio de diversas metodologias complementares. Com isso busca-se responder a uma constante questão dos clínicos nos dias atuais: se estes materiais podem ser mesmo tratados como boa alternativa à técnica incremental empregando resina composta para reabilitar dentes posteriores.

## ***PROPOSIÇÃO***

---

## 2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo “*in vitro*” foi avaliar de forma experimental e computacional o efeito do protocolo restaurador em molares com grande perda estrutural, restaurados com resina composta de incremento único “bulk-fill” em comparação a técnica incremental oblíqua.

Este estudo foi dividido em duas etapas:

1) Caracterizar mecanicamente os compósitos empregados nas técnicas restauradoras avaliadas:

1.1 Contração pós-gel (extensometria);

1.2 Resistência a compressão axial;

1.3 Resistência a tração diametral.

2) Avaliar o comportamento biomecânico de molares com cavidades MOD amplas reabilitados com técnica incremental e bulk-fill por meio de:

2.1 Deformação de cúspide, empregando extensometria em três momentos (durante a restauração; durante carregamento oclusal axial de 0-100N; no momento da fratura);

2.2 Detecção e propagação de trincas no esmalte por meio de transiluminação (dente hígido; dente preparado; dente restaurado);

2.3 Quantificar a radiodensidade e detecção de bolhas, falhas no corpo e interface da restauração por meio de ensaio de radiografia digital;

2.4 Resistência e padrão de fratura após ensaio de compressão axial;

2.5 Quantificar a dureza Vickers e Módulo de Elasticidade nas diferentes profundidades da cavidade por meio de indentação dinâmica;

2.6 Quantificar tensões residuais de contração e frente a carregamento oclusal por meio de ensaio de elementos finitos.

Buscando responder ao questionamento: Técnicas restauradoras empregando resinas bulk-fill podem ser utilizadas em cavidades extensas de molares com a mesma segurança que a técnica incremental convencional?

## ***MATERIAIS E MÉTODOS***

---

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. Delineamento experimental:

1. *Unidade experimental:* amostras de resinas para ensaios das propriedades mecânicas; Molares inferiores com preparo MOD restaurados com resina composta; e modelo bidimensional para análise por elementos finitos.
2. *Fatores em estudo:* Resina composta (1 fator em 7 níveis) – propriedades mecânicas; Tipo de técnica restauradora (1 fator em 5 níveis) – resistência e modo de fratura, adaptação marginal e tensões de contração; E profundidade da cavidade (2 níveis – esmalte e dentina).
3. *Variáveis respostas:* contração pós-gel (%), resistência a tração diametral e compressão axial (MPa), deformação de cúspide em 3 momentos ( $\mu$ S), trincas em esmalte em 3 momentos (%), radiodensidade e presença de bolhas, dureza Vickers (VH), módulo de elasticidade (GPa), resistência a fratura (N), padrão de fratura (%) e tensões de contração (MPa).
4. *Método de análise:* Extensometria, ensaio de compressão axial e tração diametral, transiluminação, radiografia digital, teste de indentação dinâmica, ensaio de compressão axial e análise por elementos finitos.
5. *Forma de análise dos dados:* Os dados da deformação de cúspide, resistência a fratura, contração pós-gel, módulo de elasticidade, dureza Vickers e radiodensidade foram testados por distribuição normal (Shapiro-Wilk) e equivalência de variâncias (Teste de Levene), seguido por testes estatísticos paramétricos. Análise de variância (ANOVA) em fator único foi realizada para os valores de resistência a compressão axial, resistência a tração diametral, radiodensidade, deformação em cada cúspide, resistência a fratura e contração pós-gel. ANOVA em fator único foi realizada em parcelas subdivididas para os valores de módulo de elasticidade e dureza Vickers. Comparações múltiplas foram realizadas usando teste de Tukey. Os dados de padrão de fratura, presença de fendas e trincas em esmalte foram submetidos ao teste de Qui-quadrado. Todos os testes empregados tiveram nível de significância  $\alpha=0,05$  e todas as análises foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Ins, San Jose, CA, USA).

## Parte 1 – Caracterização dos Materiais

### 3.2. Contração pós-gel das resinas compostas

Para cada material, uma porção de aproximadamente 6,5 mm<sup>3</sup> de resina composta (n = 10) foi inserida sobre o extensômetro bidirecional (CEA-06-032WT-120 M & M, Raleigh, NC, USA) (Figura 1). A unidade de fotoativação de luz halógena (Optilux 501, Kerr Mfg. Co., Orange, CA, USA) com intensidade de 670 ± 36 mW cm<sup>-2</sup> foi posicionada com a ponta distando 1,0 mm do extensômetro e acionada por 20 s para cada resina composta (Figura 1). Os sinais de intensidade luminosa foram capturados por um sensor fotocélula (Sanyo AM-1417). A deformação nas duas direções (X e Y) foi capturada durante o tempo de ativação e até 5 minutos depois de concluída a ativação pela luz. Os dados foram exportados para planilha em Excel e estes convertidos em arquivo.txt.

Para obtenção dos valores de contração volumétrica, foi empregada fórmula de transformação dos resultados de contração linear em volumétrica. (Sakaguchi et al., em 1997) Para tanto foi utilizada a seguinte relação onde:

$\Delta L$  = (Variação dimensional em  $\mu\text{m}$ )

d = (Dimensão linear depois de polimerizado em  $\mu\text{m}$ )

D = (tamanho linear inicial da resina composta em  $\mu\text{m}$ )

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

Transformando esta alteração dimensional em percentual temos a seguinte relação:

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

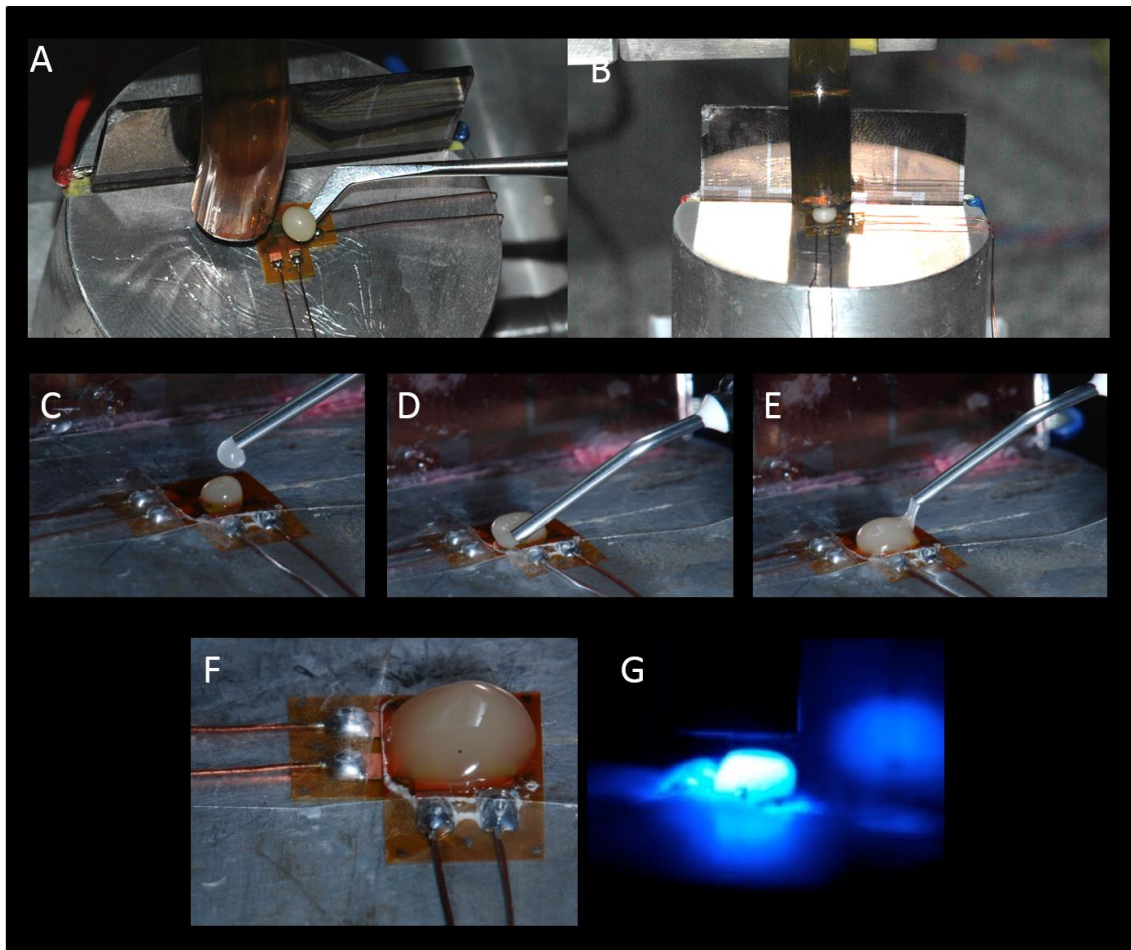
$$\Delta L\% = \frac{\Delta L}{D} \times 100^{(2)}$$

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

Onde V = (Contração volumétrica em Percentual)

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



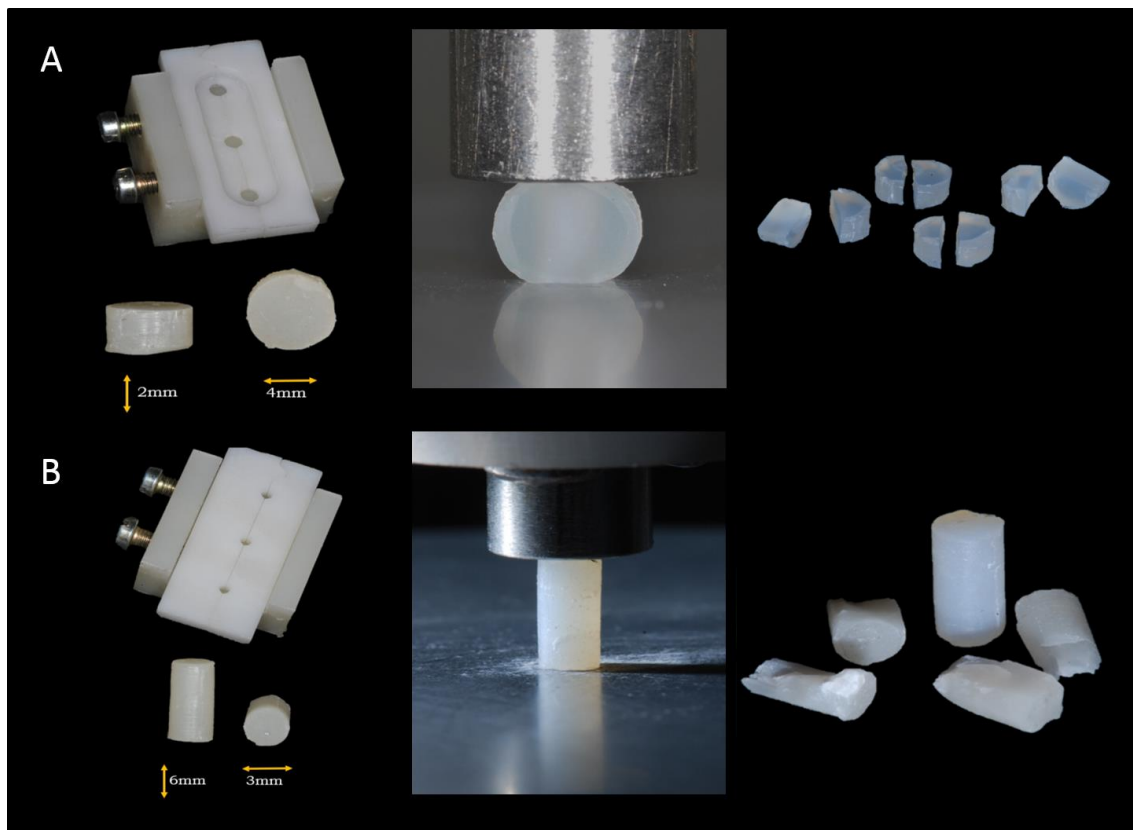


**Figura 1.** A – Colocação de incremento de 2,0 mm de resina composta convencional sobre extensômetro; B – Distância da unidade de fotoativação com o incremento; C, D e E – Colocação de resina composta bulk-fill sobre extensômetro; F – Aspecto após toda a inserção da resina bulk-fill; G – Fotoativação das resinas compostas por 20 s.

### 3.3. Resistência à tração diametral e compressão axial

Para os ensaios de compressão axial e de tração diametral foram confeccionadas amostras de cada resina ( $n = 10$ ) (Figura 2). As amostras foram confeccionadas em matrizes de teflon com auxílio de sonda periodontal, afim de mensurar a espessura dos incrementos nos dispositivos e tiras de poliéster, para gerar acabamento superficial das resinas. Foi seguida a recomendação de incrementos dos fabricantes: 4,0 mm para as resinas bulk-fill

e 2,0 mm para as resinas convencionais, bem como as recomendações quanto ao tempo de fotoativação. Foram confeccionadas amostras com 6,0 mm de espessura e 3,0 mm de diâmetro para o ensaio de compressão axial e 4,0 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura para o ensaio de tração diametral (Figura 2), segundo normas ABNT NBR ISO 9000:2000. Utilizou-se fonte de luz halógena (Optilux 501, Kerr) e os ensaios foram realizados com velocidade de 0,5 mm/min em EMIC DL2000. Além disso, foi usada célula de carga de 100 Kgf para o ensaio de resistência a tração diametral e célula de carga de 500 Kgf para o ensaio de resistência a compressão axial.



**Figura 2.** A – Ensaio de tração diametral; B – Ensaio de compressão axial.

**Tabela 1. Composição das resinas compostas**

Material	Código	Cor	Tipo de compósito	Matriz orgânica	Carga	% Carga peso/volume	Fabricante
<b>SDR</b>	SDR	Universal	Compósito fluido bulk-fill	UDMA modificado, dimetacrilato e diluente difuncional	Vidros de silicato-bário-estrôncio-alumínio-flúor	68/44	Dentsply (Caulk, USA)
<b>Venus Bulk Fill</b>	VBF	A2	Compósito fluido bulk-fill	UDMA, TEGDMA	Vidro de bário, trifluoreto de Ytterbium, dióxido de silício	65/38	Heraeus Kulzer (Hanau, Alemanha)
<b>Filtek Bulk Fill</b>	FBF	A2	Compósito fluido bulk-fill	UDMA, BISGMA, EBPADMA, resina Procrylat	Cerâmica tratada com silano e YbF <sup>3</sup>	64/42,5	3M ESPE (St. Paul, USA)
<b>TetricEvoCeram Bulk Fill</b>	TEC	IVA	Compósito em massa bulk-fill	UDMA, BISGMA	Vidro de bário, trifluoreto de Ytterbium, pré polímero e óxido misto	79/61	Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)
<b>Esthet-X HD</b>	EST-X	A2	Compósito microhíbrido	BISGMA, EBPADMA, TEGDMA	Vidro de Ba-F-Al-B-Si, sílica	76/60	Dentsply (Konstanz, Alemanha)
<b>Charisma Diamond</b>	CHA	A2	Compósito nanohíbrido	TCD-DI-HEA, UDMA	Vidro de fluoreto de bário, alumínio	81/64	Heraeus Kulzer (Hanau, Alemanha)
<b>Filtek Z350XT</b>	Z350	A2	Compósito nanoparticulado	BISGMA, BISEMA, UDMA, TEGDMA	Nanopartículas de sílica e zircônia, aglomerado de zircônia e sílica	82/60	3M ESPE (St. Paul, USA)

Informações dos fabricantes.

## Parte 2 - Comportamento biomecânico de molares restaurados

### 3.4. Seleção dos dentes

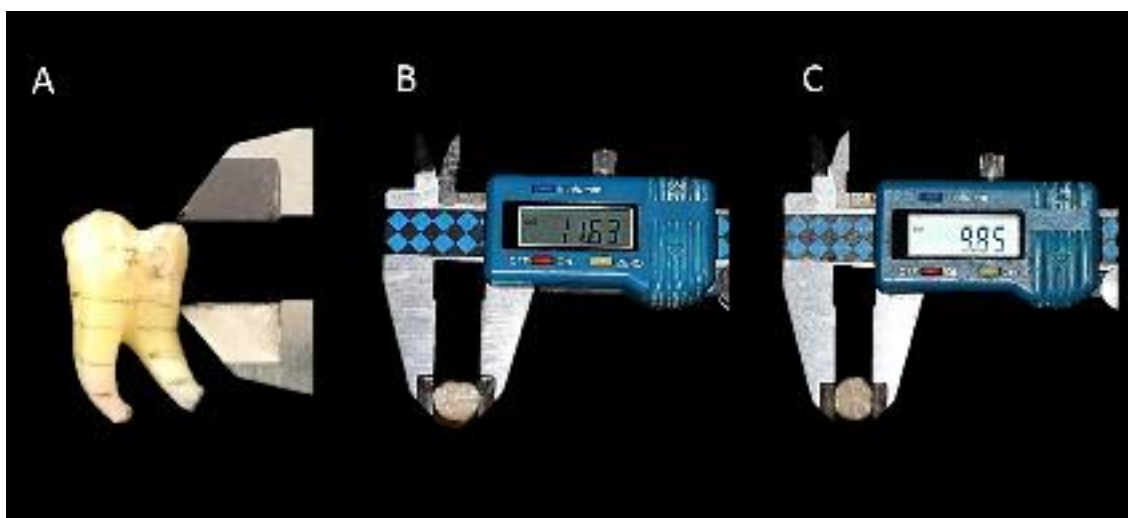
Foram selecionados 75 molares inferiores humanos, livres de cárie e trincas, defeitos estruturais ou restaurações. Os dentes foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Prévio consentimento dos pacientes para serem utilizados na pesquisa foi obtido (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: Nº 721985) (Figura 3).



**Figura 3.** Molares inferiores selecionados para o estudo.

Os dentes foram limpos com curetas periodontais (Quinelato, Rio Claro, SP, Brasil) e ultrassom (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), removendo tecidos moles e cálculos. Afim de padronizar as dimensões dos dentes, estes foram mensurados empregando paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil) com precisão de 0,01mm. Foram realizadas 3 medidas para a coroa (MD, méso-distal; VL, vestibulo-lingual; OC, distância da oclusal à

junção amelocementária) e 6 para a raiz (MD, distância méso-distal na região cervical, meio e apical; VL, distância vestibulo-lingual na região cervical, meio e apical) (Figura 4). Além disso, foram obtidas as distâncias intercúspides de cada dente selecionado, para posterior dimensionamento da extensão do preparo cavitário padronizado. Os dentes que apresentaram variação anatômica maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram armazenados somente em água destilada à 4,0°C.



**Figura 4.** Padronização dos molares selecionados.

### 3.5. Grupos experimentais

Os 75 molares inferiores selecionados foram distribuídos aleatoriamente em 5 grupos experimentais ( $n = 15$ ), formados por técnicas restauradoras empregando 4 resinas compostas de incremento único bulk-fill e uma técnica incremental oblíqua (Figura 5):

A) Três técnicas empregando resinas bulk-fill com baixa viscosidade na reconstrução do corpo da dentina e resina convencional microhíbrida para reconstrução do esmalte:

1. SDR/EST-X, SDR Bulk Fill + Esthet-X HD (Dentsply, Konstanz, Alemanha);
2. VBF/CHA, Venus Bulk Fill + Charisma Diamond (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha);

3. FBF/Z350XT, Filtek Bulk Fill + Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, USA);

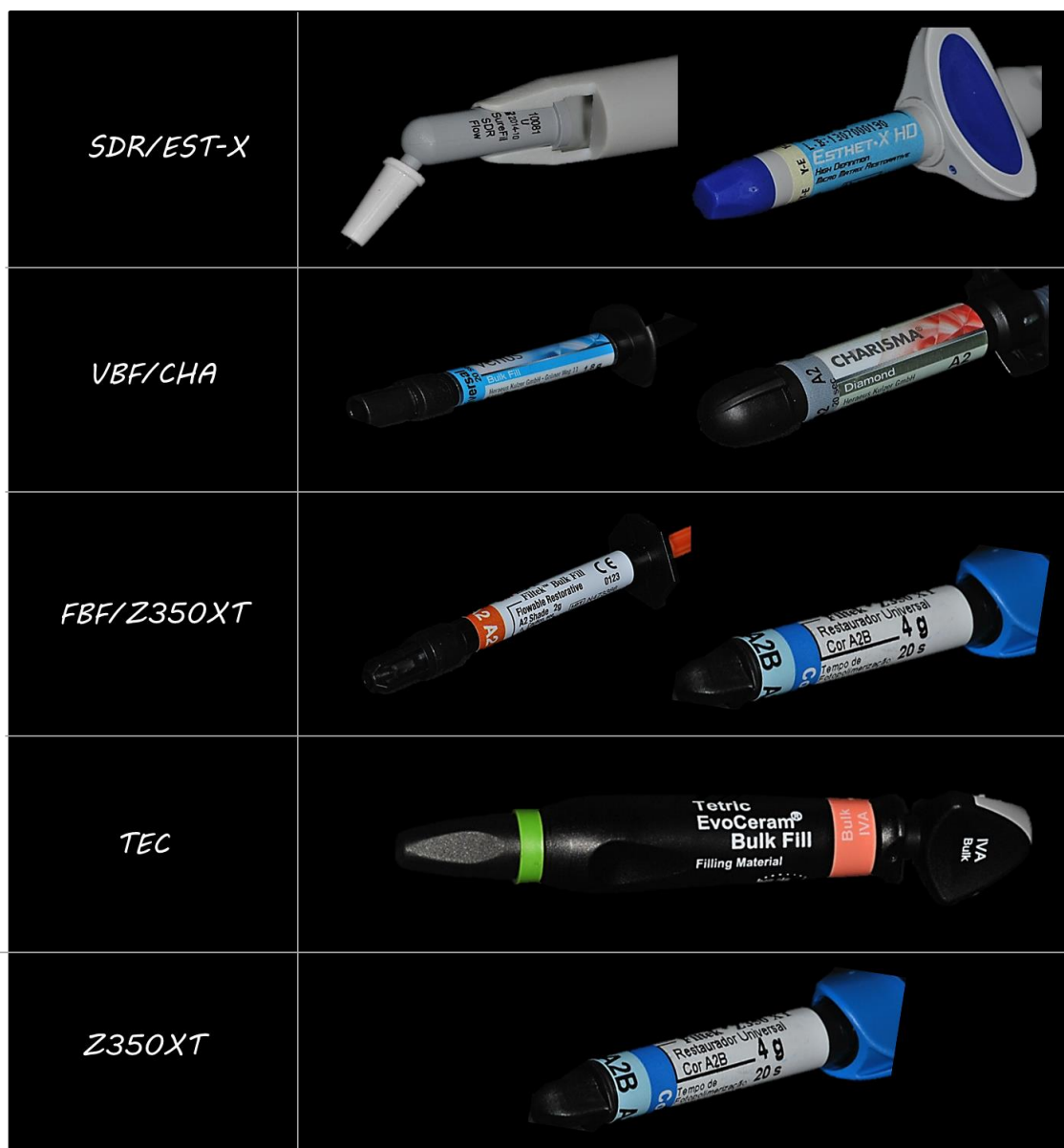
B) Uma técnica empregando resina bulk-fill na consistência de pasta na reconstrução do corpo da dentina e esmalte:

4. TEC, Tetric Evoceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein);

C) Uma técnica empregando resina nanoparticulada pela técnica incremental com incrementos oblíquos de 2mm:

5. Z350XT, Filtek Z350 XT, com inserção incremental.

Dez molares foram restaurados em cada grupo para avaliar o comportamento mecânico e cinco para avaliar as propriedades dos materiais.



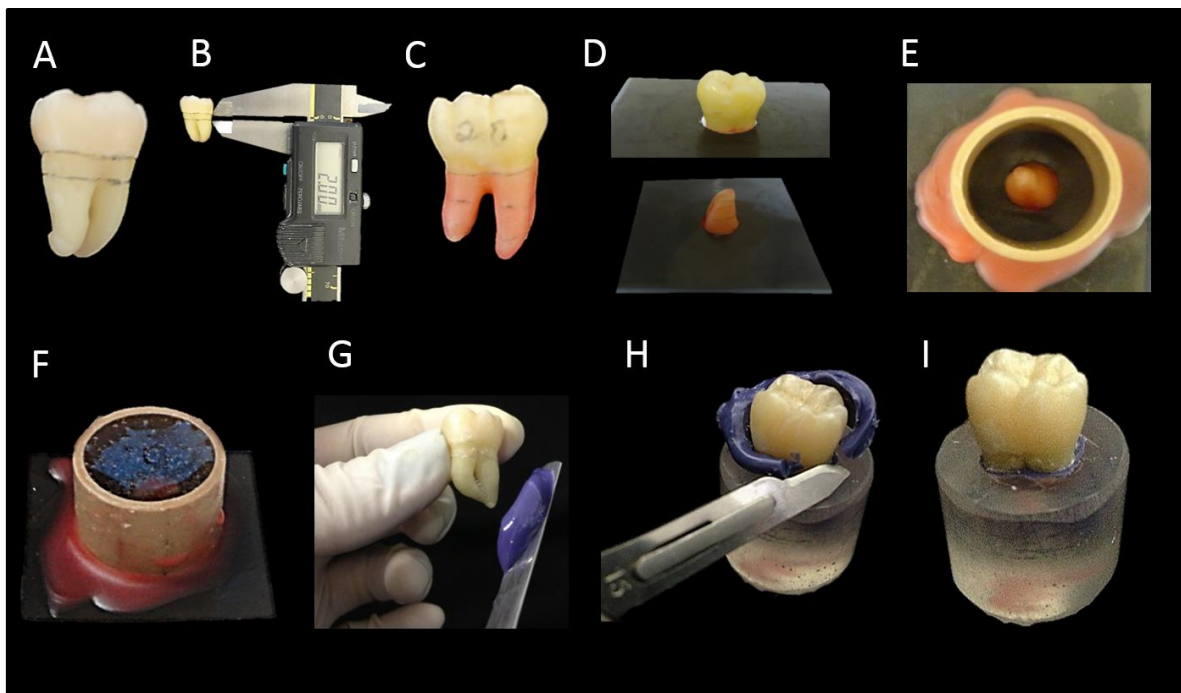
**Figura 5.** Resinas compostas e protocolos restauradores utilizados.

### 3.6. Simulação do ligamento periodontal e inclusão dos molares

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 idealizados pelo nosso grupo de pesquisa (Figura 6). (Soares et al., em 2005) Além das 9 mensurações na coroa e raiz, os dentes foram marcados com lapiseira 2,0 mm abaixo da junção amelocementária e as raízes foram envoltas por cera simulando a espessura do ligamento periodontal. Posteriormente, os dentes foram fixados

em película radiográfica com perfuração central. Esse conjunto foi posicionado em placa de madeira também com perfuração, seguido da fixação de cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com altura de 22,0 mm e diâmetro de 25,0 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 dos restos de cera. Os cilindros de resina passaram por acabamento e polimento das suas superfícies e arestas com o uso lixas d'água de granulações maiores até as mais finas, em lixadeira de precisão (APL-2 Arotec, São Paulo, São Paulo, Brasil), eliminando os excessos de resina. Material de impressão a base de poliéter (Impregum F, 3M ESPE, Seefeld, Germany) foi usado para fixar os dentes em cada cilindro, a fim de reproduzir o ligamento periodontal (Figura 6). Por fim, os números dos dentes foram marcados na porção externa de cada cilindro de resina, utilizando broca carbide esférica (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação.



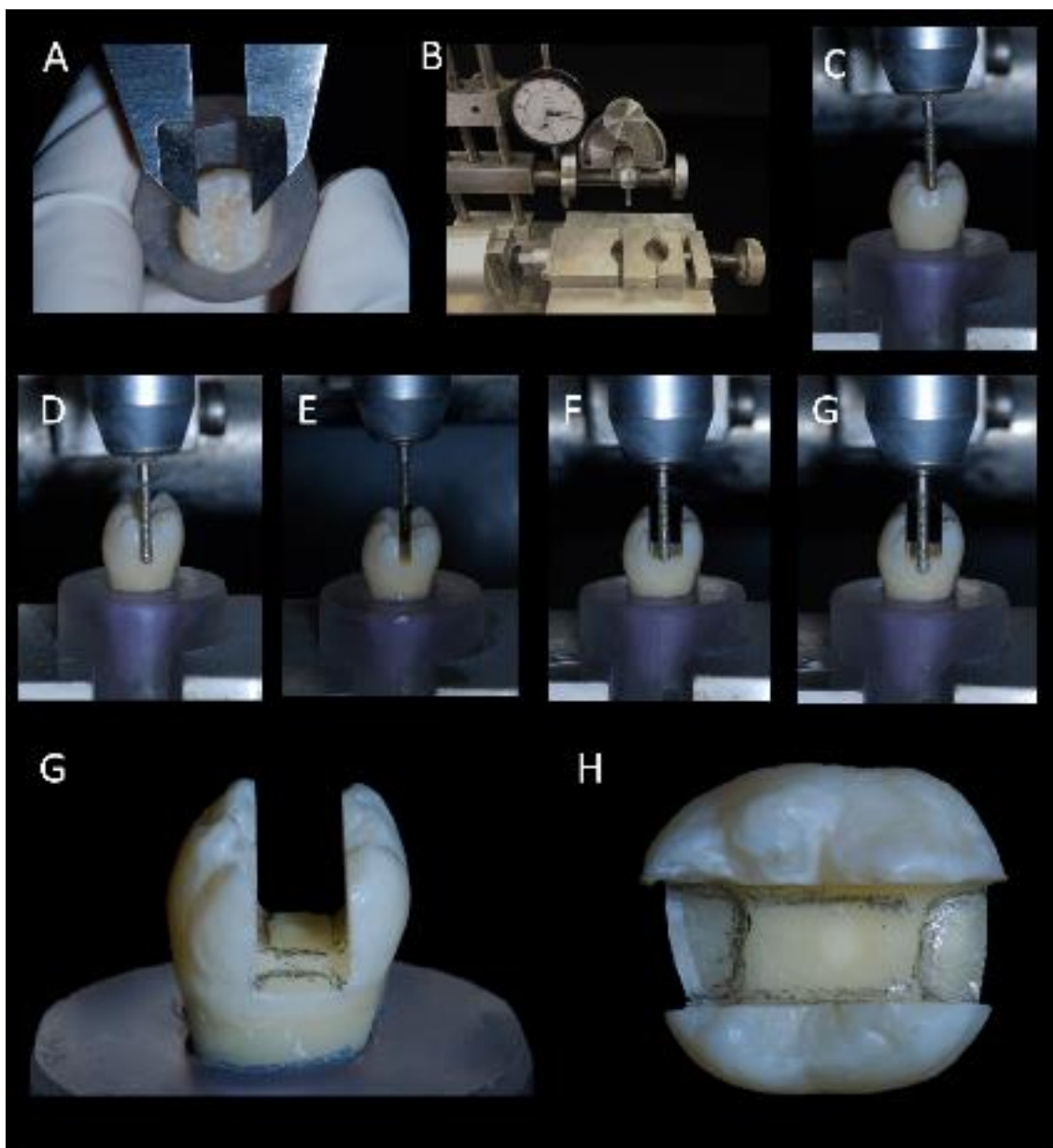


**Figura 6.** A e B – Limite de inclusão (2,0 mm abaixo da junção amelocementária); B – Simulação da espessura do ligamento periodontal com cera; D - Película radiográfica com perfuração central para posicionamento do molar para inclusão; E – Posicionamento e fixação com cera do cilindro de PVC; F – Resina de poliestireno vertida no cilindro; G – Colocação do material de moldagem a base de poliéter na raiz para simular o ligamento periodontal; H – Remoção dos excessos; I - Molares incluídos.

### 3.7. Preparo padronizado das cavidades classe II MOD com caixa proximal

Usando ponta diamantada cilíndrica com extremo arredondado nº 3146 (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 MOD de todos os dentes ( $n = 75$ ) com caixa proximal. Todos os preparos foram definidos com 4,0 mm de profundidade ocluso-cervical a partir do sulco central de cada dente, a dimensão vestibulo-lingual correspondeu a 4/5 da distância intercuspídea de cada molar selecionado e a caixa proximal com 2,0 mm de extensão e 1,0 mm de profundidade (Figura 7). As medidas foram padronizadas pelo uso da máquina padronizadora de preparos. (Soares et al., 2008) As amostras foram preparadas por um único operador, e as pontas diamantadas foram substituídas a cada 5 preparos

cavitários. Ao final dos preparos, as cavidades passaram por acabamento e arredondamento dos ângulos com mesma ponta, porém em baixa rotação. Preparos com exposição pulpar não foram utilizados.



**Figura 7.** A – Mensuração da dimensão intercúspides dos molares previamente o preparo cavitário; B – Máquina padronizadora de preparos; C – Posicionamento da ponta diamantada no sulco central do molar; D – Ponta posicionada na profundidade de 4,0 mm; E – Confecção do preparo inicial no sentido méso-distal; F – Preparo com 4/5 da distância intercúspides; G – Ponta

posicionada na profundidade de 1,0 mm para confecção das caixas proximais; G e H – Aspecto final do preparo cavitário com ângulos internos arredondados.

### **3.8. Procedimento restaurador com extensometria – Deformação de cúspides**

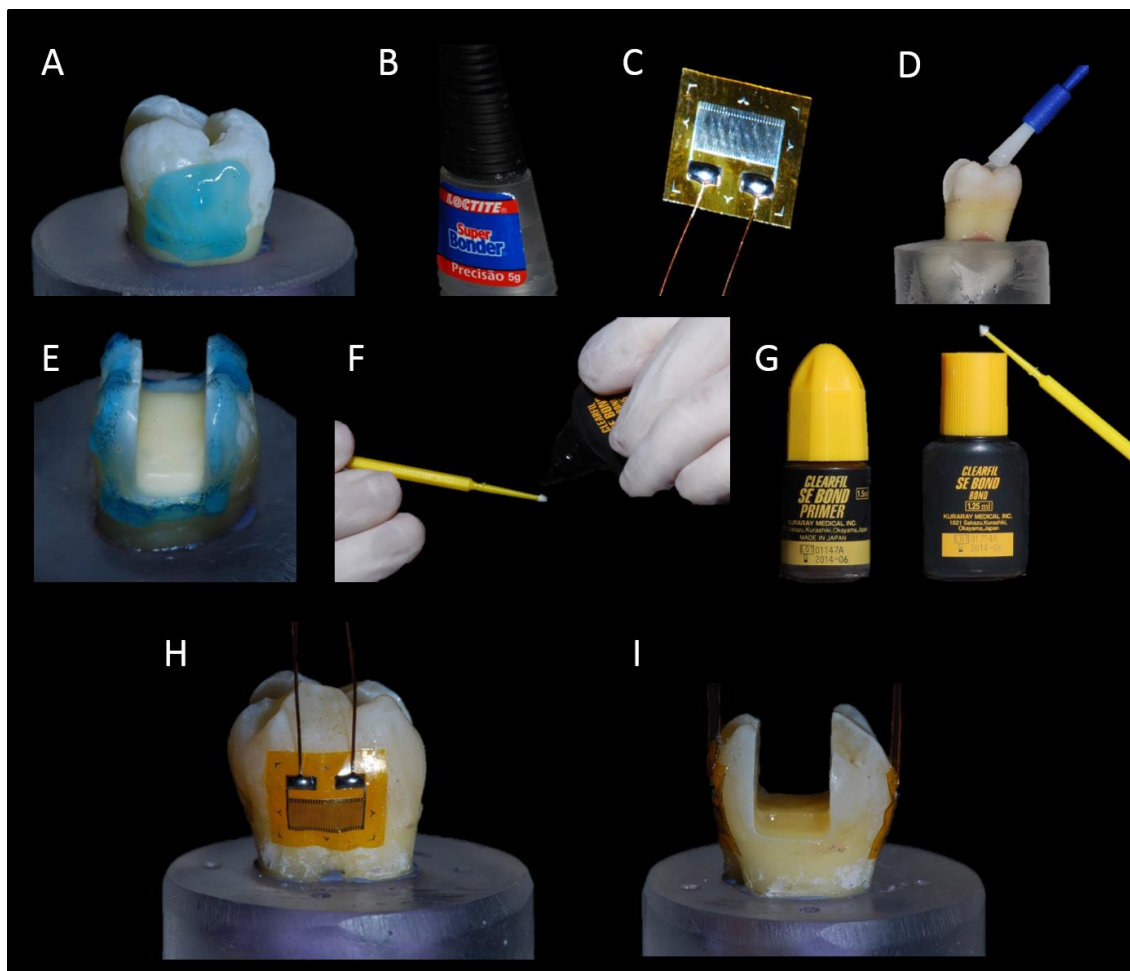
Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de desenvolver análises da deformação local das amostras por meio da utilização de extensômetros. (Sakaguchi et al., 1991; Soares et al., 2013) Dez amostras de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para serem submetidas 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 poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com 21,01 mm<sup>2</sup>, resistência elétrica de 350  $\Omega$  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 8).



**Figura 8.** A – Especificação do fabricante; B – Extensômetros utilizados; C – Resistência elétrica do extensômetro sendo conferida com multímetro digital.

Para realizar a hibridização da estrutura dental foi utilizado em todos os grupos sistema adesivo autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond, Kuraray, Okayama, Japão). Porém, para melhor adesão, o esmalte do ângulo cavosuperficial do preparo cavitário foi condicionado com ácido fosfórico a 37% (Condac, FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) por 30 s. Após lavagem, o excesso de água foi removido sem desidratar a dentina, com bolinhas de algodão (SSplus, Maringá, Brasil). O primer foi aplicado de forma ativa sobre a dentina por 10 s seguido da aplicação do adesivo. Leve jato de ar foi aplicado e a fotoativação foi realizada por 10 s com fonte de luz halógena com intensidade de  $670 \pm 36 \text{ mW cm}^{-2}$  (Optilux 501, Kerr Mfg. Co., Orange, CA, USA). Posteriormente, para fixação dos extensômetros, foi seguido o protocolo descrito pelo nosso grupo de pesquisa, (Santos-Filho et al., 2008) sendo realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) durante 30 s, lavagem com água durante 15 s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os

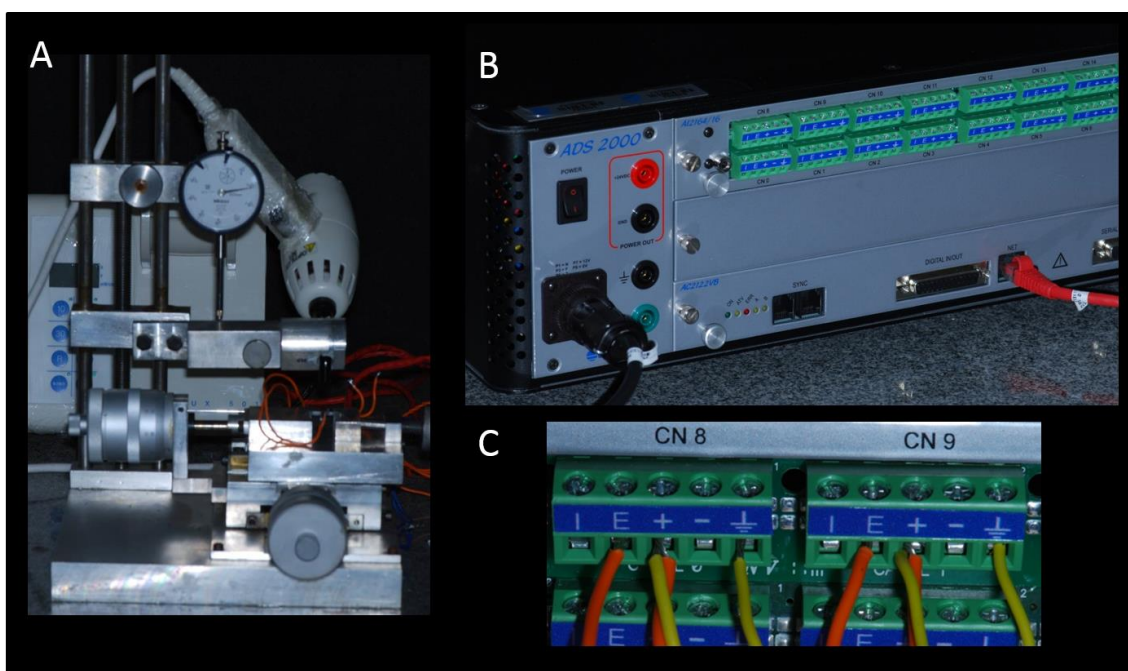
extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil), no esmalte coronário das faces vestibular e lingual, ao nível do término da caixa proximal e paralelos ao longo eixo do dente (Figura 9).



**Figura 9.** A, Condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; B, primer ácido para condicionamento da dentina; C, adesivo autocondicionante utilizado em todo os grupos; D, condicionamento ácido da área delimitada de esmalte para fixação de extensômetro; E, adesivo a base de cianoacrilato para colagem de extensômetro; F, extensômetro utilizado para deformação de cúspide; G, aplicação de adesivo para fixação do extensômetro; H, posicionamento do extensômetro vista vestibular e I, vista proximal demonstrando alinhamento do centro do extensômetro com a parede pulpar da cavidade..



Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados com 16 canais e sistema de ajuste automático (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica, São Paulo, SP, Brasil) e a um microcomputador (Acer, Taiwan, China). 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 (Sousa SJB, CNPq/2010-SAU 004) (Figura 10), do CPBio, Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular da FOUFU.



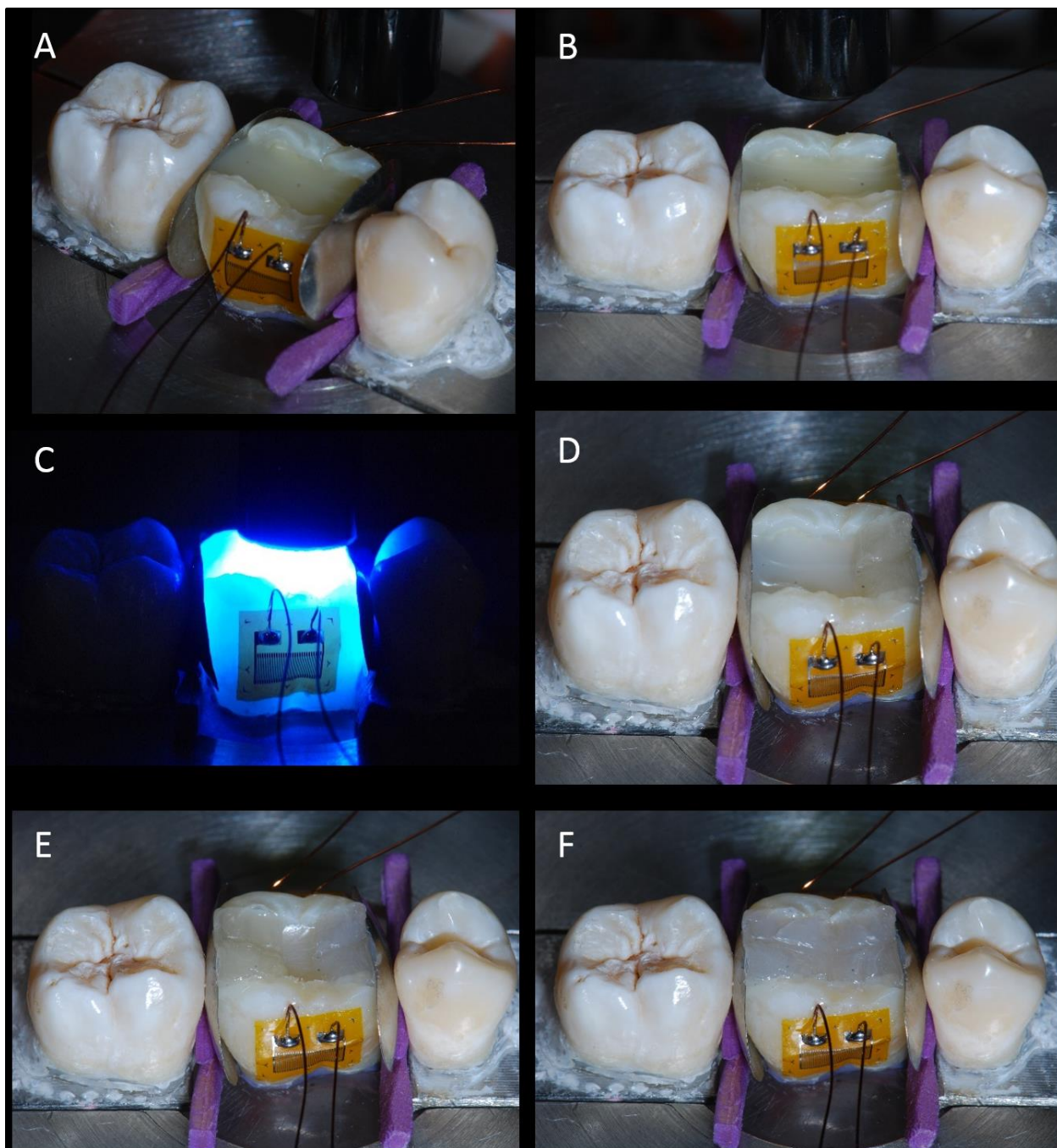
**Figura 10.** A – Aparelho de mensuração de contração de polimerização e deformação de cúspide; B – Placa de extensometria; C – Ligação de  $\frac{1}{2}$  ponte nos canais.

Nos cinco grupos experimentais houve variação das técnicas restauradoras, utilizando resinas compostas bulk-fil e convencionais, conforme as instruções dos fabricantes quanto à espessura máxima do incremento e tempo de fotoativação do material (Tabela 2).

**Tabela 2.** Instruções dos fabricantes

<b>Técnicas restauradoras</b>	<b>Espessura máxima</b>	<b>Tempo de fotopolimerização</b>	<b>Fabricante</b>
<b>SDR/EST-X</b>	4 mm / 2 mm	20 s / 20 s	Dentsply
<b>VBF/CHA</b>	4 mm / 2 mm	20 s / 20 s	Heraeus Kulzer
<b>FBF/Z350XT</b>	4 mm / 2 mm	40 s / 20 s	3M ESPE
<b>TEC</b>	4 mm	20 s	Ivoclar Vivadent
<b>Z350XT</b>	2 mm	20 s	3M ESPE

Nos três grupos onde foi utilizada a técnica com resinas bulk-fill de baixa viscosidade na reconstrução do corpo da dentina e resina convencional para reconstrução do esmalte (SDR/EST-X, VBF/CHA, FBF/Z350XT), primeiramente foram inseridas na cavidade as resinas bulk-fill na profundidade de 4,0 mm. Essa inserção começou pelas caixas proximais e estendeu por todo o preparo. A fotoativação ocorreu por 20 s, com exceção da resina FBF, cujo fabricante recomenda tempo de fotoativação de 40 s. Essa fotoativação foi realizada nas caixas mesiais e distais de cada dente. Em seguida, foi realizada a reconstrução do esmalte dentário, utilizando as resinas convencionais pela técnica incremental, com incrementos que tiveram espessura de 2,0 mm e foram fotoativados por 20 s (Figura 11).



**Figura 11.** A e B - Restauração com resina composta de incremento único bulk-fill para reconstrução do corpo da dentina; C – Fotoativação do material por mesial / distal; D, E e F – Inserção dos incrementos de 2,0 mm em resina composta convencional para reconstruir o esmalte dental.

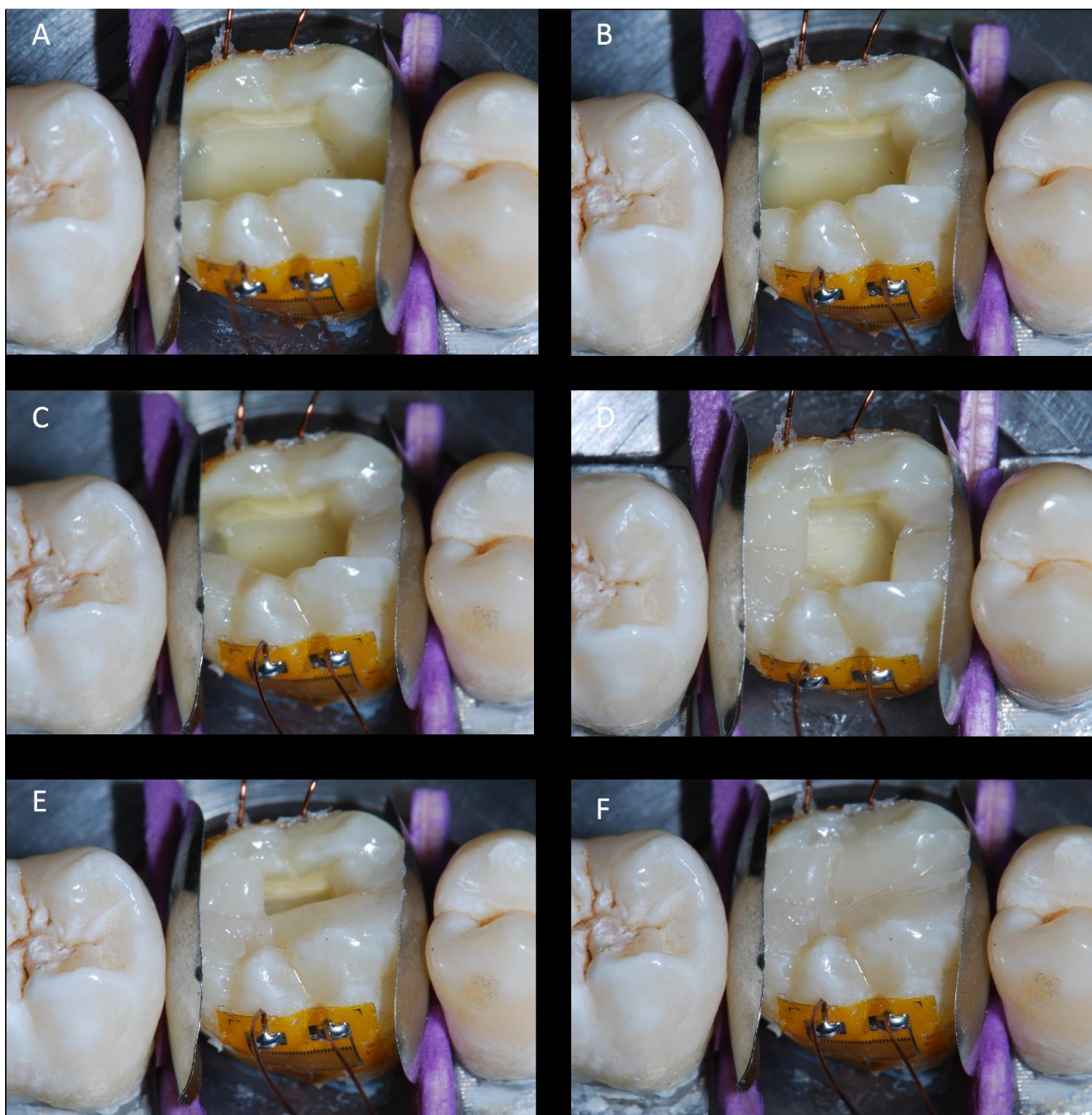
Para a técnica restauradora que utilizou a resina bulk-fill TEC na consistência de pasta, esta foi inserida na cavidade começando pelas caixas proximais e sendo condensada simultaneamente por toda a extensão da



cavidade até atingir 4,0 mm de espessura. Após sua fotoativação por 20 s, nas caixas mesial e distal, foi inserida a mesma resina para reconstrução do esmalte e, por isso, foi feito de forma única na espessura de 2,0 mm. Novamente, a fotoativação também foi realizada nas superfícies mesial e distal de cada dente.

Para o grupo controle Z350XT, utilizando a técnica incremental oblíqua, a restauração foi feita com incrementos de 2,0 mm de espessura, fotoativados por 20 s, iniciando pelas caixas proximais até a conclusão da restauração (Figura 12). Entre a técnica incremental e as técnicas que utilizaram resina bulk-fill houve uma significativa diferença de tempo despendida na realização das restaurações (cerca de 20 minutos), sendo a técnica que utiliza resina de incremento único mais rápida.

Nas técnicas que utilizaram resina convencional incremental, foi usada matriz em teflon confeccionada por Bicalho et al., 2014, afim de que os incrementos apresentassem homogeneidade no volume correspondente a aproximadamente 2,0 mm.



**Figura 12.** A, B, C, D, E, F – Passo a passo da inserção de cada incremento de 2,0 mm de espessura no grupo controle, com resina composta convencional.

A ponta polimerizadora da fonte de luz foi posicionada aproximadamente 1,0 mm das cúspides dos molares para todas as técnicas restauradoras. O ensaio foi gravado até 5 minutos após a última fotoativação. 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),

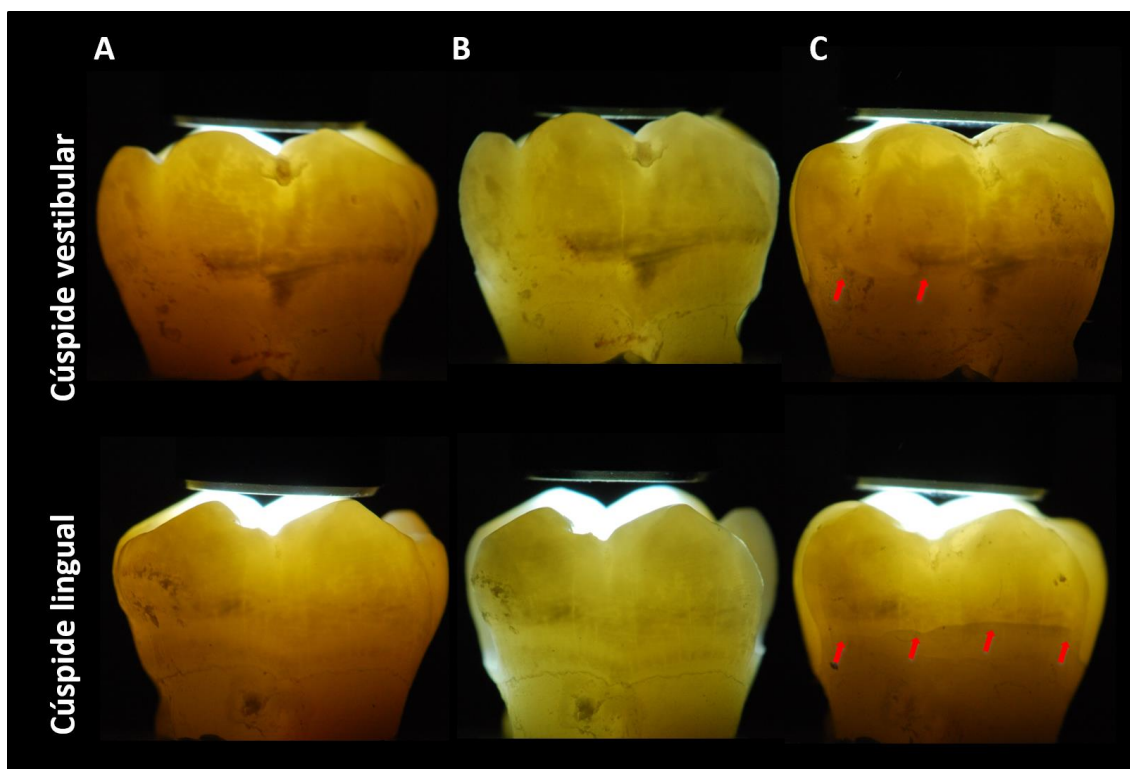
sendo obtidos o valor de deformação por amostra. A placa de aquisição de dados coletou 1 nível de microdeformação ( $\mu\text{s}$ ) a cada 0,25 segundos.

Após a restauração das cavidades, os excessos do material restaurador nas margens proximais foram removidos usando discos flexíveis (SofLex Pop-on, 3M ESPE, St. Paul, USA) em granulação decrescente, afim de remover os excessos nas superfícies proximais e melhorando o polimento e adaptação. Posteriormente, a oclusal dos dentes passou por acabamento com pontas diamantadas F e FF nº 2135 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), sob irrigação, e polimento com kit de polimento de resina composta (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). Ao final, os dentes foram armazenados em água destilada à 4,0°C.

### **3.9. Transiluminação – Detecção de trincas no esmalte**

Os dentes que passaram pela etapa restauradora ( $n = 50$ ) foram avaliados em três momentos, afim de detectar a presença e propagação de trincas na estrutura do esmalte: a) dente hígido, antes do preparo; b) após o preparo da cavidade do dente; e c) 24h após a restauração em resina composta. As imagens dos dentes foram capturadas em ampliação de x1,5 em condições padronizadas. Foi utilizada câmera digital (Nikon D60 Chiyoda, Tóquio, Japão) e lente macro (Nikkor 105mm, Nikon) com obturador em 1/100, diafragma F16 e ISO 800, sem flash, com auxílio da ponta do cabo de fibra óptica que emite fonte de luz em LED com 6500K (Photonita, modelo P1050, Florianópolis, SC, Brasil) posicionada na superfície oclusal do dente.

As imagens foram avaliadas por três examinadores, utilizando processo cego para identificação dos grupos. Atenção especial foi dada para diferenciar as trincas pré-existentes daquelas criadas pela contração de polimerização. Diferentes tamanhos de trincas foram observadas, então foi utilizada a classificação em três categorias descritas por Batalha-Silva et al., 2013: (I) sem trincas visíveis, (II) trincas visíveis, menores do que 3 mm, e (III) trincas visíveis, maiores que 3 mm (Figura 13).

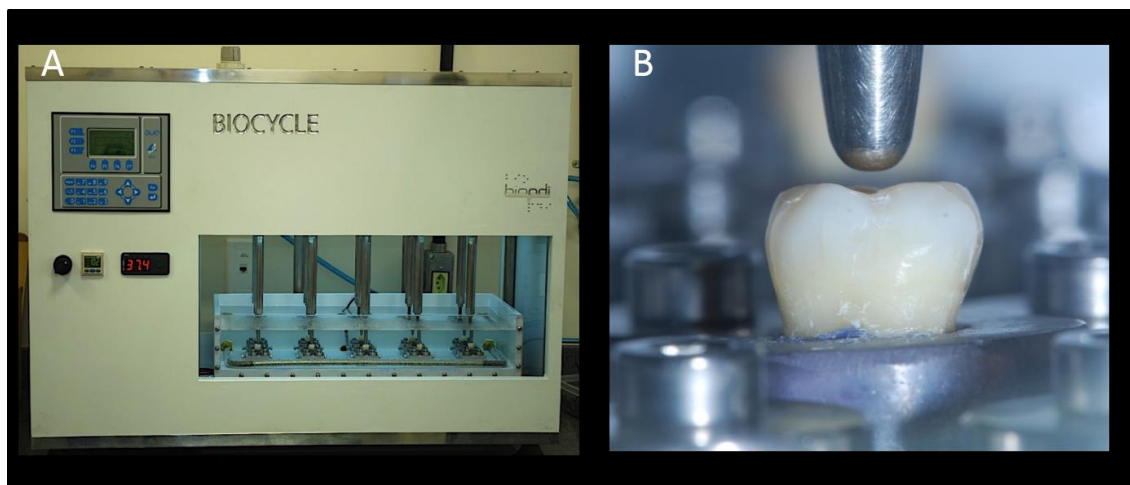


**Figura 13.** A – Dentes hígidos; B – Dentes após o preparo; C – Dentes após 24 horas da restauração realizada. As setas vermelhas indicam a presença de trincas no esmalte (A e B – sem trincas; C-Vestibular – menor que 3 mm; C-Lingual – maior que 3 mm).

### 3.10. Ciclagem mecânica

Após realização das restaurações e mensuração da deformação de cúspides e transiluminação dos dentes, o ensaio de ciclagem mecânica (Biocycle, Biopdi, São Paulo, SP, Brasil) as amostras foram submetidas a processo de fadiga mecânica. Os espécimes foram imersos em água mantida aproximadamente a 37°C, fixados em dispositivos específicos. Dez amostras foram submetidas à fadiga simultaneamente sob carga de compressão axial no centro da superfície oclusais com carga de 50 N na frequência de 2 Hz. Foram realizados 1.200.000 ciclos que simula 5 anos de envelhecimento. (Ornaghi et al., 2012) A ação mecânica do contato ponta de aplicação de carga e a superfície oclusal, além do volume de água no recipiente foram verificadas periodicamente para assegurar a confiabilidade (Figura 14). Cada ciclo de

fadiga demandou aproximadamente 7 dias para cada conjunto de 10 amostras com ciclagem ininterrupta.



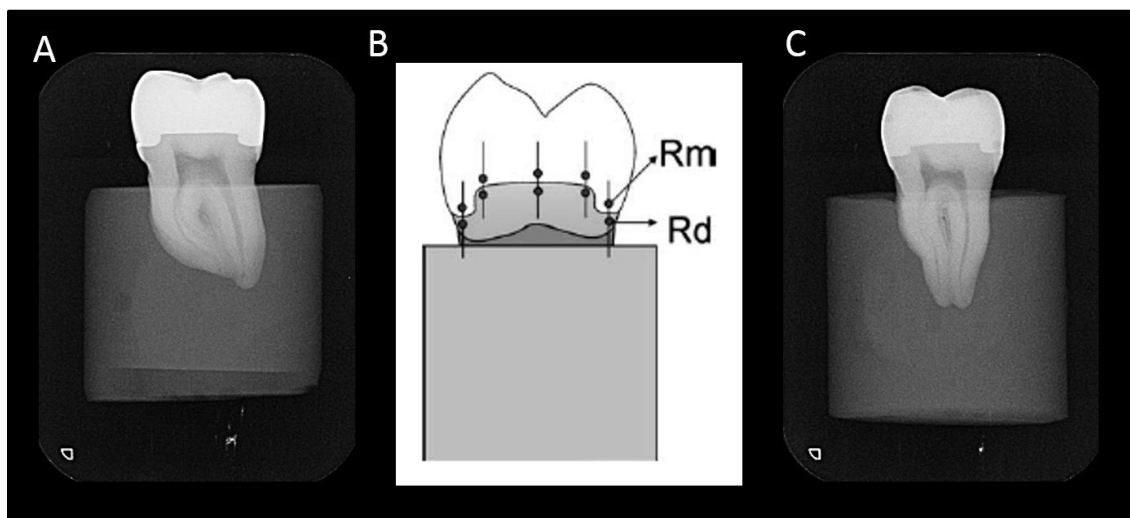
**Figura 14.** A – Equipamento de ciclagem mecânica; B – Ponta de aplicação de compressão axial na oclusal do molar no momento de ajuste e posicionamento das amostras.

### 3.11. Radiodensidade das resinas compostas e geração de bolhas

Radiografias digitais foram obtidas dos dentes restaurados no Centro de Radiologia da Hospital Odontológico da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Foi seguido o protocolo de avaliação desenvolvido pelo nosso grupo de pesquisa analisar a radiodensidade dos materiais restauradores comparativamente à estrutura dental e sua influência na análise de detecção de bolhas no corpo do material e na interface com a estrutura dental. (Soares et al., 2007) Dessa forma, os dentes foram posicionados sobre placa de fósforo e a exposição radiográfica foi realizada usando equipamento periapical Timex 70 E (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil), expondo o dente 0,25 s a 70 kV e 7,0 mA. A distância focal foi de 50 cm. As radiografias foram transferidas da placa de fósforo para o computador por meio do scanner (Vistascan, Durr Dental, Porto Alegre, RS, Brasil). A radiodensidade (em pixels) das amostras foram determinadas com o software ImageJ (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA). Cada pixel é

definido por um valor que corresponde a um determinado tom de cinza. Os valores em pixels obtidos foram os tons de cinza que variaram de 0 a 255. O cinza mais escuro ou preto recebe o valor de 0 e o mais claro ou branco o valor de 255.

Cinco pontos de medição foram definidos: dois na margem cervical, para as superfícies mesial e distal, e três pontos na parede pulpar (Soares et al., 2007). Todas as medições foram feitas na área do dente, quanto na superfície da restauração. O cursor do mouse foi posicionado sob o ponto de medição na estrutura do dente ou material restaurador para obter os valores de radiodensidade para cada amostra. Cada imagem digital teve a radiodensidade mensurada para cada ponto de medição, imediatamente após a digitalização, sem qualquer modificação no contraste ou brilho. Ao mesmo tempo, a presença ou não de bolhas nas restaurações foram avaliadas por dois examinadores (Figura 15).

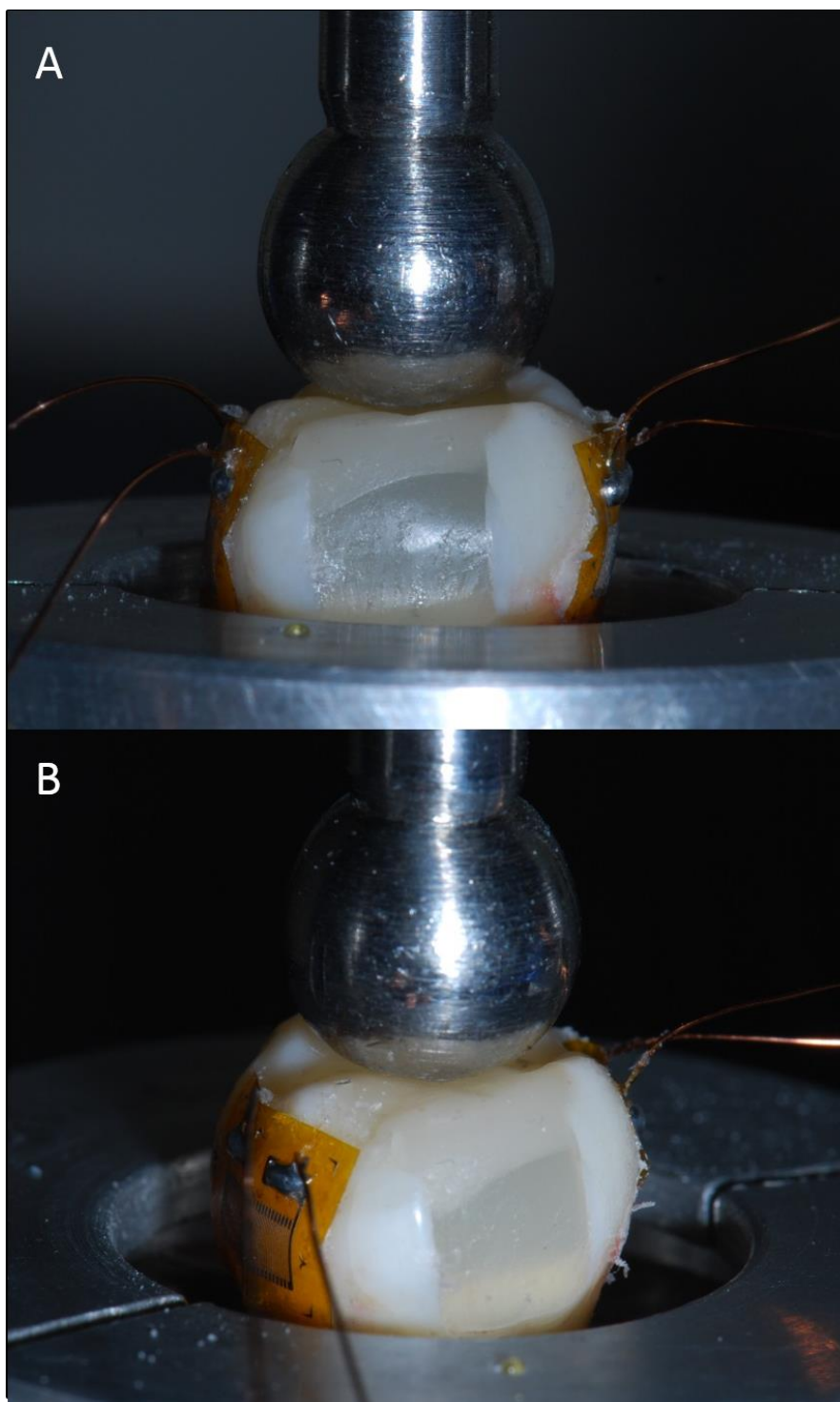


**Figura 15.** A – Radiografia digitalizada do molar, mostrando alta radiopacidade das resinas compostas bulk-fill; B – Locais de medição na restauração(RM) e no dente (RD); C – Radiografia digitalizada que mostra presença de bolhas na restauração.



### **3.12. Ensaio compressão axial - Resistência à fratura e deformação de cúspide durante o carregamento oclusal (0 a 100N) e na fratura.**

Os molares restaurados de cada grupo ( $n = 10$ ), após a ciclagem mecânica, foram inseridos em dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e de reforço do cilindro de resina no qual os dentes foram incluídos. As amostras receberam novamente extensômetros acoplados nas faces vestibular e lingual, conforme descrito no item 3.8. Este conjunto foi posicionado em máquina de ensaio universal (EMIC- Equipamentos e Sistemas de Ensaio, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil, DL 20000), onde ponta ativa que sustenta esfera metálica de 8,0 mm de diâmetro foi posicionada no centro da face oclusal da amostra. Foi aplicado inicialmente carregamento de compressão axial de 0 a 100 N, simulando o processo de oclusão e, no mesmo momento, a deformação de cúspides foi mensurada pelo ensaio de extensometria nos mesmos locais onde foi realizada mensuração de deformação durante a confecção das restaurações (Figura 16).

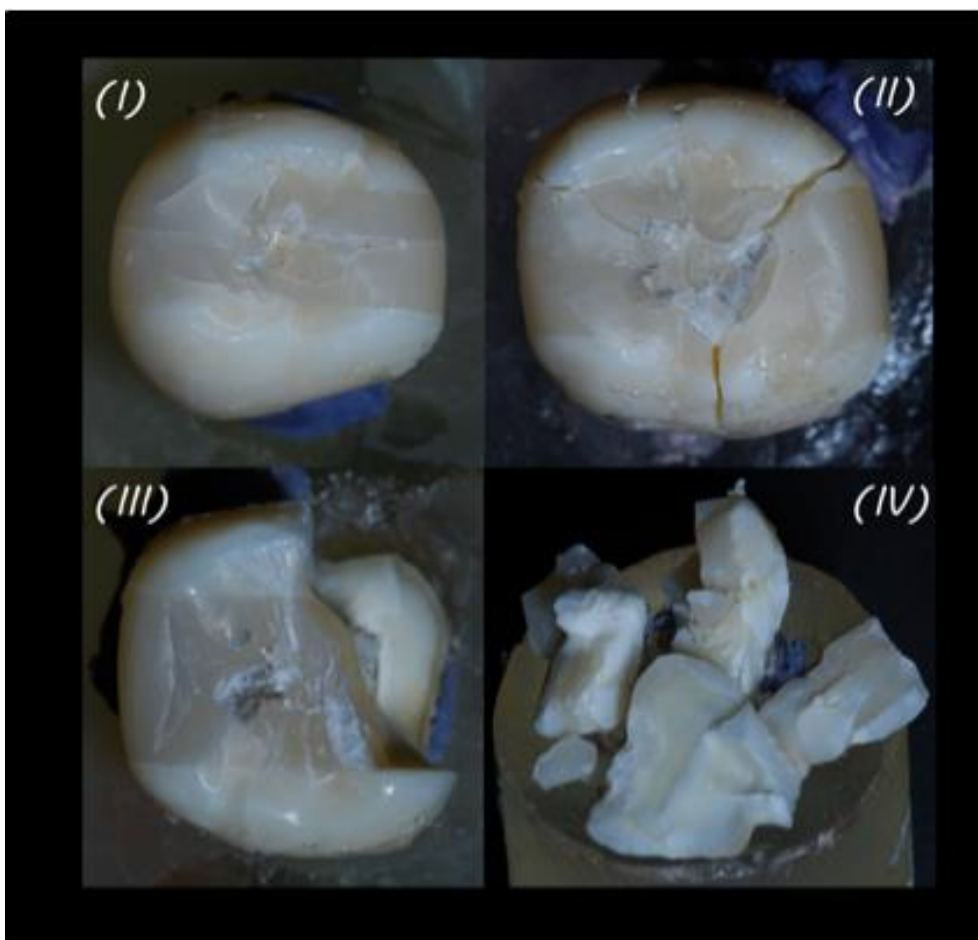


**Figura 16.** Ensaio de compressão axial sendo realizado com a deformação de cúspides; A, vista proximal; B, Vista vestibular mostrando extensômetro posicionado para detecção de deformação durante carregamento e no momento da fratura.



Em seguida, outra mesma mensuração foi realizada até o exato momento da fratura da restauração da amostra. A velocidade programada foi de 0,5 mm / minuto e utilizada célula de carga de 500 Kgf. Os valores foram obtidos em software de aquisição de dados (TESC, EMIC) em Newtons (N) e as amostras posteriormente analisadas quanto ao padrão de fratura.

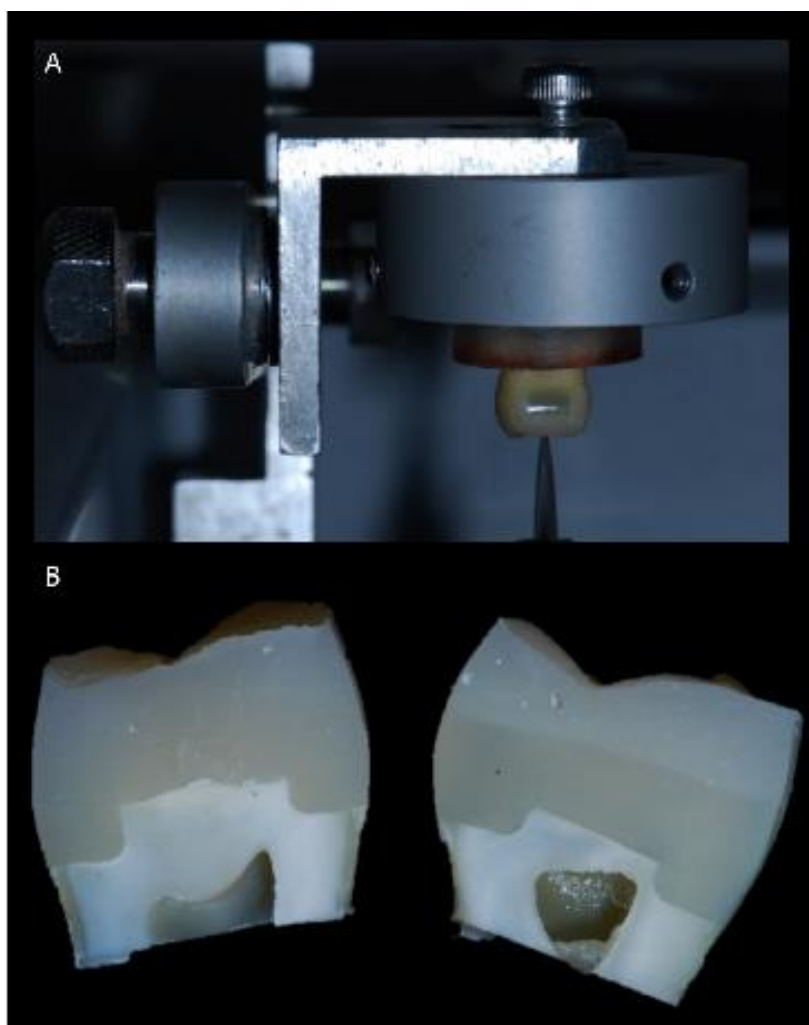
Três avaliadores foram utilizados para classificar o padrão de fratura dos molares em quatro categorias: (I) Fraturas envolvendo uma pequena porção da estrutura da coroa do dente; (II) Fraturas envolvendo uma pequena porção da estrutura da coroa do dente e falha coesiva na restauração; (III) Fraturas envolvendo a estrutura do dente, falha coesiva e / ou adesiva da restauração, com envolvimento radicular que pode ser restaurado em associação com cirurgia periodontal; e (IV) Fratura severa da coroa e da raiz, a qual determina extração do dente (Figura 17).



**Figura 17.** Padrões de fratura dos molares, numeração correspondente ao tipo de falha.

### 3.13. Dureza Vickers e módulo de elasticidade

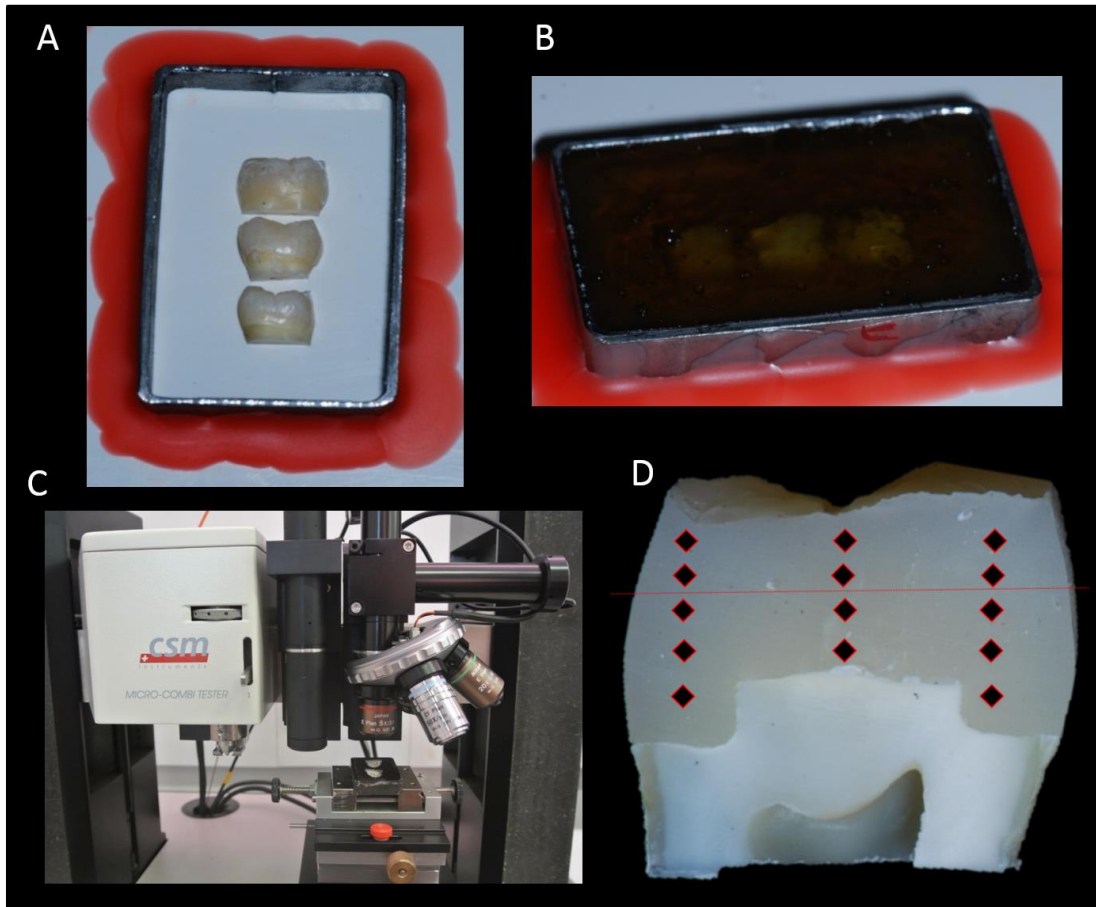
Os demais dentes de cada grupo ( $n = 5$ ) foram utilizados para a análise das propriedades mecânicas das restaurações de resina composta em 5 profundidades. As coroas foram seccionadas longitudinalmente em duas metades no sentido méso-distal empregando disco diamantado de dupla face (Extec Dia Wafer Blade 4" x .012 x  $\frac{1}{2}$  - 102 mm x 0.3mm x 127 mm) montado em cortadeira de precisão (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Uma hemi-seção por coroa foi selecionada aleatoriamente e utilizada na avaliação das propriedades mecânicas e a outra hemi-seção foi reservada (Figura 18).



**Figura 18.** A – Secção méso-distal da coroa do molar restaurado; B – Hemi-seção das coroas: a primeira metade mostra dente restaurado apenas com resina convencional e a segunda metade mostra dente restaurado pela técnica que utiliza resina bulk-fill e convencional.

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 carvão 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 dureza Vickers (VH) e módulo de elasticidade (E) das resinas foram obtidas usando indentador dinâmico de microdureza (CSM Micro-Hardness Tester; Instruments CSM, Peseux, Suíça). As indentações foram feitas com 1,0mm de distanciamento, no espaço de 0,5 a 4,5mm no centro da restauração, partindo da região oclusal, e em seguida, feita da mesma forma nas caixas proximais mesial e distal (Figura 19).

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.



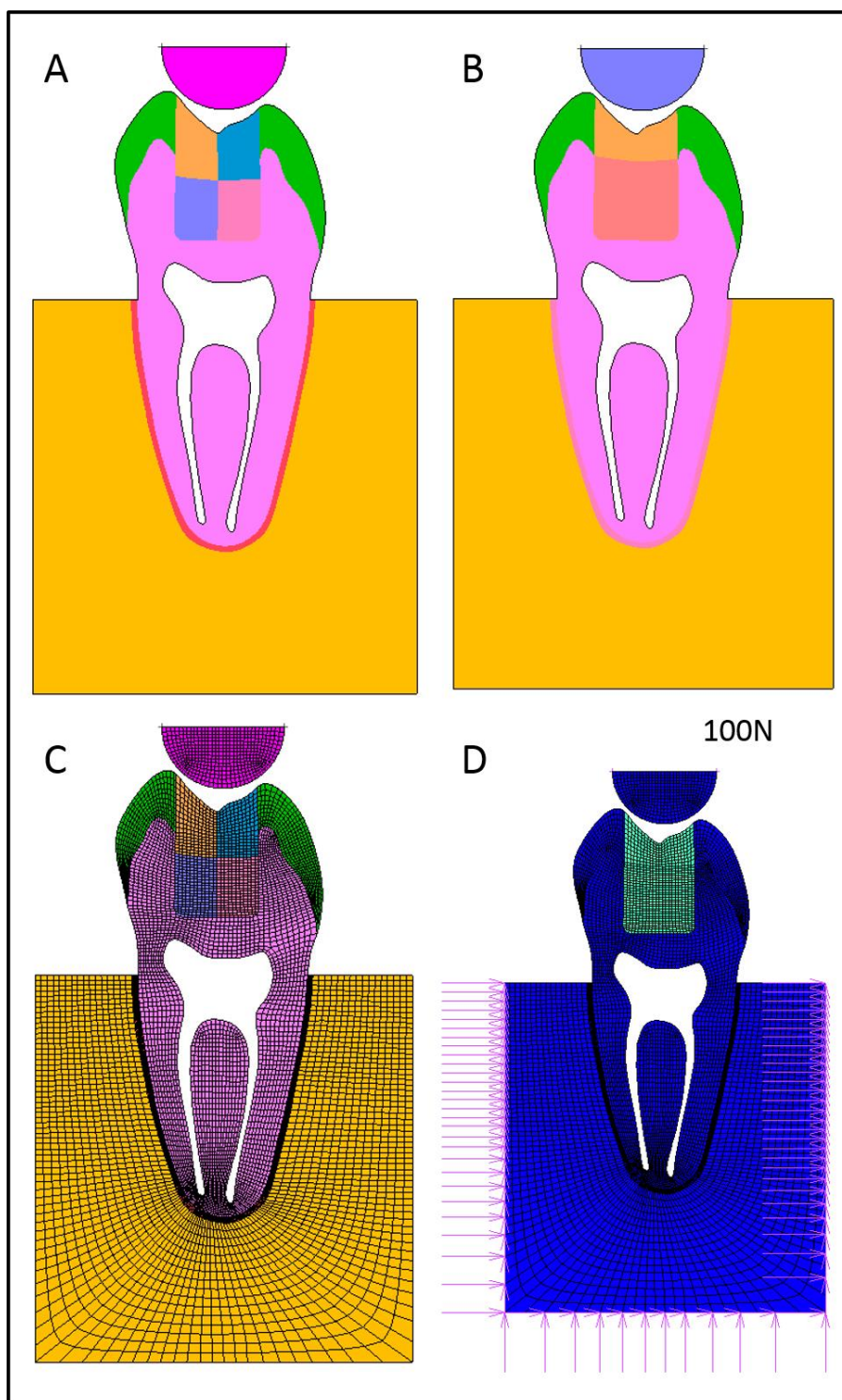
**Figura 19.** A – Procedimento de inclusão das hemi-seções; D – Após vaziar resina de poliéster para embutimento a frio; E – Equipamento de indentação dinâmica; F – Esquema mostrando as 5 profundidades de indentação.

### 3.14. Método de elementos finitos

Para calcular a tensão residual de polimerização uma simulação bidimensional em elementos finitos foi realizada. Um molar inferior humano com cavidade MOD e 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, Chiyoda, Tóquio, Japão). Os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos por meio de software de livre acesso ImageJ (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e convertidos em arquivo.\*dat.

As coordenadas obtidas foram abertas no software MSC Marc (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). (Versluis et al., 2004b) As propriedades de contração pós-gel, módulo de elasticidade, resistência a tração diametral e compressão axial 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. O módulo de elasticidade da dentina foi de 18 GPa e coeficiente de Poisson 0,23 (Soares et al., 2013). Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e elásticas (Figura 20).

A contração de polimerização foi simulada por analogia térmica. A 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 von Mises modificado crítico. O critério de von Mises modificado leva em conta a diferença entre resistência à compressão e à tração de esmalte, dentina e resinas compostas. O critério de von Mises modificado crítico utiliza a razão entre a resistência a tração do esmalte sobre a resistência a tração dos materiais e demonstra a área crítica para falha. Os valores de resistência à tração e compressão utilizados para os materiais resinosos foram calculados neste experimento. Valores de deformação foram obtidos nos nós correspondentes à mesma região onde foram fixados os extensômetros nas amostras do teste de extensometria para deformação de cúspide e tabulados em forma de gráfico. Foi desenvolvido cinco análises com cada técnica totalizando cinco modelos bidimensionais.



**Figura 20.** A – Modelo com set da restauração em resina composta convencional, pela técnica incremental oblíqua; B – Modelo com set da restauração com resinas compostas bulk-fill; C – Aspecto da malha dos elementos finitos; D – Aplicação de carga a 100N com simulação da esférica metálica utilizada nos ensaios experimentais.

### **3.15. Análise estatística**

Os dados da deformação de cúspide, resistência a fratura, contração pós-gel, módulo de elasticidade, dureza Vickers e radiodensidade foram testados por distribuição normal (Shapiro-Wilk) e equivalência de variâncias (teste de Levene, seguido por testes estatísticos paramétricos). Análise de variância em fator único foi realizada para os valores de resistência a compressão axial, resistência a tração diametral, radiodensidade, deformação em cada cúspide, resistência a fratura e contração pós-gel. O risco absoluto e relativo da presença de bolhas na restauração final foi realizado pelo Teste exato de Fisher. Análise de variância em fator único foi realizada em parcelas subdivididas para os valores de módulo de elasticidade e dureza Vickers. Comparações múltiplas foram realizadas usando teste de Tukey. Os dados de padrão de fratura e trincas em esmalte foram submetidos ao teste de Qui-quadrado. Todos os testes empregados tiveram nível de significância  $\alpha=0,05$  e todas as análises foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Ins, San Jose, CA, USA).

## ***RESULTADOS***

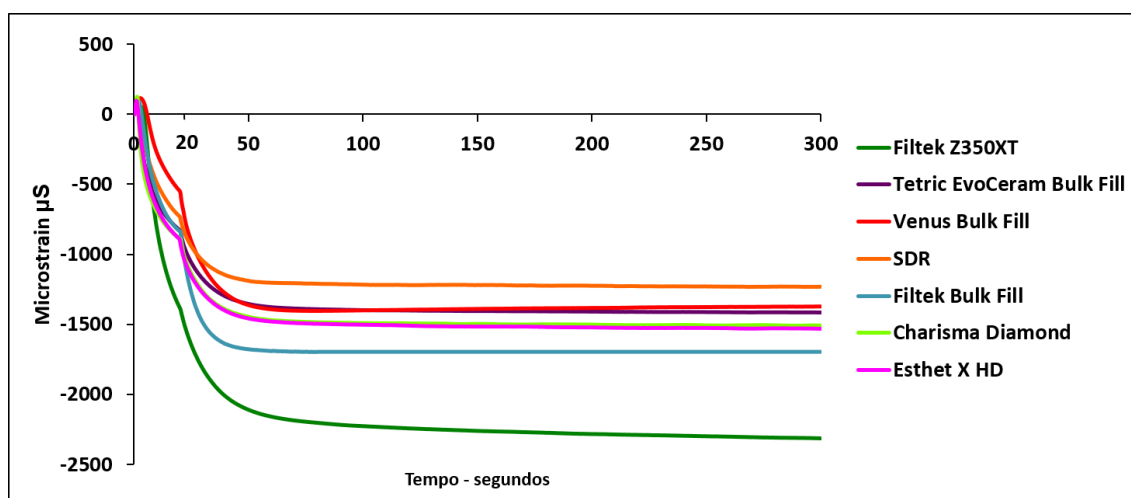
---



## 4. RESULTADOS

### 4.1. Contração pós-gel

Os valores médios e desvio padrão da contração pós-gel volumétrica (%) das sete resinas compostas são apresentados na Figura 21 e Tabela 3. Análise de variância em fator único revelou uma diferença estatística entre as resinas compostas ( $P < 0,001$ ). O grupo Z350XT teve as maiores médias de contração volumétrica e o grupo da SDR teve o menor valor.



**Figura 21.** Valores de curva da contração pós gel durante fotopolimerização de 20s por 5 min.

**Tabela 3.** Média (Desvio Padrão) da Resistência à Compressão, Resistência à tração Diametral, Contração Pós-gel Volumétrica\* Taxa de tensão crítica† e Efeito diferencial de tensão‡

Grupos	Resistência à Compressão (MPa)	Resistência à tração Diametral (MPa)	Contração Pós-gel Volumétrica (%)	Taxa de tensão crítica†	Efeito diferencial de tensão‡
<b>Z350XT</b>	257,0 (36,1) <sup>A</sup>	47,3 (7,5) <sup>AB</sup>	0,74 (0,07) <sup>D</sup>	0,21	5,43
<b>EST-X</b>	252,9 (30,6) <sup>A</sup>	43,6 (5,9) <sup>BC</sup>	0,46 (0,01) <sup>BC</sup>	0,23	5,80
<b>CHA</b>	250,8 (36,0) <sup>A</sup>	54,2 (3,7) <sup>A</sup>	0,44 (0,04) <sup>BC</sup>	0,19	5,43
<b>FBF</b>	245,1 (37,4) <sup>A</sup>	38,6 (5,9) <sup>C</sup>	0,50 (0,05) <sup>C</sup>	0,26	6,35
<b>VFB</b>	229,1 (44,8) <sup>A</sup>	43,8 (8,2) <sup>BC</sup>	0,41 (0,03) <sup>AB</sup>	0,23	5,23
<b>TEC</b>	213,3 (37,4) <sup>AB</sup>	37,8 (7,7) <sup>C</sup>	0,42 (0,04) <sup>AB</sup>	0,27	5,64
<b>SDR</b>	182,3 (14,6) <sup>B</sup>	43,3 (3,7) <sup>BC</sup>	0,34 (0,03) <sup>A</sup>	0,23	4,18

\*Diferentes letras maiúsculas indicam diferenças entre as resinas compostas ( $p < 0,05$ ).

† Resistência à tração do esmalte / Resistência à tração

‡ Resistência à compressão / Resistência à tração

Resistência à tração do esmalte: 10,3

#### 4.2. Resistência à tração diametral e compressão axial

Os valores médios e o desvio padrão da resistência a compressão para as sete resinas compostas são apresentadas na Tabela 3. A análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre as resinas compostas testadas ( $P < 0,001$ ). SDR teve valores semelhantes a TEC, e valores mais baixos do que todas as demais resinas compostas testadas. Nenhuma diferença foi encontrada entre as demais resinas compostas.

Os valores médios de resistência à tração diametral para as sete resinas compostas são apresentados na Tabela 3. A análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre as resinas compostas testadas ( $P < 0,001$ ). CHA obteve valores semelhantes a Z350XT, significativamente mais elevados que todas as demais resinas. Z350XT obteve valores de resistência a tração diametral maiores que FBF e TEC.

#### **4.3. Deformação de cúspide por extensometria**

Os valores da deformação de cúspide para as técnicas de restauradoras durante o processo restaurador, durante a simulação de carregamento oclusal a 100N e no carregamento máximo de fratura estão demonstrados na Tabela 4. A cúspide lingual resultou em maiores deformações que a cúspide vestibular, independente da técnica restauradora e do momento de mensuração. A deformação de cúspide mensurada durante o procedimento restaurador para o grupo da Z350XT resultou em valores significativamente maiores que os demais grupos que empregaram resinas bulk-fill.

Na deformação de cúspide mensurada no carregamento oclusal de 100N não houve diferença significativa entre as técnicas restauradoras. Para a deformação de cúspide mensurada no momento da fratura o grupo Z350XT teve valores de deformação de cúspide mais significantes que as demais técnicas restauradoras.

**Tabela 4.** Deformação de cúspide ( $\mu\text{S}$ ) mensurada por strain-gauges (n=10)

Grupos	Deformação durante restauração			Deformação durante carregamento 100N			Deformação até a fratura		
	CV	CL	Média	CV	CL	Média	CV	CL	Média
<b>TEC</b>	184,8 (65,1)	233,3 (84,3)	<b>209,1 (55,3)<sup>A</sup></b>	16,6 (4,3)	33,3 (9,2)	<b>24,9 (5,0)<sup>A</sup></b>	481,4 (149,5)	699,0 (128,9)	<b>590,2 (131,5)<sup>B</sup></b>
<b>SDR/EST-X</b>	167,6 (53,1)	277,2 (73,9)	<b>222,4 (40,7)<sup>A</sup></b>	21,5 (6,9)	25,2 (6,3)	<b>23,3 (5,0)<sup>A</sup></b>	487,9 (171,7)	744,8 (240,8)	<b>616,4 (112,5)<sup>B</sup></b>
<b>VBF/CHA</b>	264,6 (66,6)	343,8 (77,0)	<b>304,2 (55,4)<sup>AB</sup></b>	20,8 (6,2)	23,1 (7,0)	<b>21,9 (3,7)<sup>A</sup></b>	427,9 (135,7)	700,6 (192,2)	<b>564,3 (116,1)<sup>B</sup></b>
<b>FBF/Z350XT</b>	318,2 (111,0)	526,5 (172,7)	<b>422,3 (138,2)<sup>B</sup></b>	16,5 (3,6)	22,8 (7,2)	<b>19,7 (5,1)<sup>A</sup></b>	585,3 (144,8)	768,1 (173,7)	<b>676,7 (115,8)<sup>B</sup></b>
<b>Z350XT</b>	527,7 (110,4)	591,8 (88,4)	<b>559,7 (75,4)<sup>B</sup></b>	17,3 (5,2)	29,7 (9,3)	<b>23,5 (5,3)<sup>A</sup></b>	301,7 (97,0)	419,3 (89,8)	<b>360,5 (66,5)<sup>A</sup></b>

CV – Cúspide vestibular

CL – Cúspide lingual

Letras diferentes indicam diferença significativa entre as técnicas restauradoras para deformação ( $P < 0,05$ )

#### 4.4. Detecções de trincas e propagação no esmalte

Os resultados das análises de trincas são mostrados na Tabela 5. A maioria dos dentes avaliados pela técnica da transiluminação antes do preparo cavitário mostrou-se sem fendas visíveis para as cúspides vestibulares e linguais. A ocorrência de novas trincas e propagação de trincas para trincas maiores que 3 mm foi superior após o procedimento restaurador, independentemente da técnica restauradora e da cúspide avaliada. As cúspides linguais exibiram mais trincas que as vestibulares após as restaurações. No entanto, o grupo da Z350XT mostrou este comportamento apenas para a cúspide lingual.

**Tabela 5.** Propagação de trincas nos dentes hígidos, após preparo cavitário e após as restaurações

	Dente hígido						Dente preparado						24 horas após restauração					
	Cúspide vestibular			Cúspide lingual			Cúspide vestibular			Cúspide lingual			Cúspide vestibular			Cúspide lingual		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
TEC	8	1	1	8	1	1	8	1	1	8	1	1	3	—	7	1	—	9
SDR/EST-X	7	1	2	6	1	3	7	1	2	6	1	3	3	—	7	—	—	10
VBF/CHA	6	2	2	6	2	2	5	3	2	6	1	3	5	1	4	—	—	10
FBF/Z350XT	6	2	2	8	—	2	6	2	2	6	2	2	2	2	6	2	1	7
Z350XT	7	3	—	6	3	1	7	2	1	6	1	3	4	2	4	3	—	9

(I), Sem trincas visíveis; (II), Trincas visíveis, menores que 3mm; (III), Trincas visíveis, maiores que 3mm

#### 4.5. Radiodensidade e formação de bolhas

As médias e desvio-padrão da radiodensidade do dente e variação da radiodensidade no dente e nas restaurações de resina composta direta são apresentados na Tabela 6. A radiodensidade da estrutura do dente foi semelhante para todos os grupos ( $P=0,543$ ), demonstrando similaridade dos dentes selecionados. Diferenças significativas na radiodensidade foram encontradas entre os materiais restauradores ( $P<0,001$ ). Todas as resinas compostas testadas tenham mostrado variação positiva da radiodensidade, ou

seja radiodensidade superior que a da estrutura dental. As resinas TEC e VBF/CHA apresentaram radiodensidades significativamente maiores que os demais materiais. SDR/EST-X apresentou maior radiodensidade que FBF/Z350XT e Z350XT. Não foi encontrada diferença entre FBF/Z350XT e Z350XT (Tabela 6).

**Tabela 6.** Radiodensidade dos materiais e da estrutura do dente, e diferenças de radiodensidade na análise geral

Grupos	n	Radiodensidade do material restaurador	Radiodensidade do dente	Diferença de radiodensidade entre materiais e dente
<b>TEC</b>	10	222,8 (2,4)	173,2 (7,6)	49,6 (6,9) <sup>A</sup>
<b>SDR/EST-X</b>	10	219,2 (3,0)	176,3 (4,4)	42,9 (3,5) <sup>B</sup>
<b>VBF/CHA</b>	10	221,3 (2,9)	172,9 (4,8)	48,4 (4,1) <sup>A</sup>
<b>FBF/Z350XT</b>	10	206,7 (5,6)	172,0 (6,9)	34,6 (5,6) <sup>C</sup>
<b>Z350XT</b>	10	206,9 (4,5)	172,9 (6,1)	31,4 (3,2) <sup>C</sup>

As médias e desvio-padrão da variação da radiodensidade para todas as resinas compostas e cada região são apresentados na Tabela 7. Diferenças significativas na radiodensidade foram encontradas entre regiões ( $P<0,001$ ) e entre materiais restauradores ( $P<0,001$ ), entretanto não foi encontrada significância para interação de regiões e resinas compostas (0,763). O mesmo ranqueamento das resinas compostas foi encontrada independentemente da região do dente (Tabela 7). A região distal mostrou as maiores variações de radiodensidade que outras regiões. A mesial teve as maiores variações de radiodensidade que todas as regiões da parede pulpar. Não foi encontrada diferença entre as três regiões da parede pulpar.

**Tabela 7.** Diferença de radiodensidade entre materiais e regiões do dente (cervical – parede pulpar)

Grupos	n	Variação da radiodensidade nas regiões				
		Mesial	Parede pulpar/mesial	Parede pulpar/centro	Parede pulpar/distal	Distal
<b>TEC</b>	10	52,8 (8,7) <sup>Ab</sup>	44,2 (8,4) <sup>Ac</sup>	41,9 (11,8) <sup>Ac</sup>	45,1 (9,2) <sup>Ac</sup>	64,1 (9,5) <sup>Aa</sup>
<b>SDR/EST-X</b>	10	44,9 (6,8) <sup>Bb</sup>	41,5 (4,0) <sup>Bc</sup>	36,5 (4,0) <sup>Bc</sup>	40,2 (5,2) <sup>Bc</sup>	50,1 (5,4) <sup>Ba</sup>
<b>VBF/CHA</b>	10	52,1 (4,7) <sup>Ab</sup>	47,8 (9,2) <sup>Ac</sup>	44,2 (7,5) <sup>Ac</sup>	40,2 (5,5) <sup>Ac</sup>	57,1 (11,8) <sup>Aa</sup>
<b>FBF/ Z350XT</b>	10	38,0 (5,8) <sup>Cb</sup>	34,0 (7,7) <sup>Cc</sup>	30,8 (8,3) <sup>Cc</sup>	33,7 (9,3) <sup>Cc</sup>	41,7 (7,5) <sup>Ca</sup>
<b>Z350XT</b>	10	36,3 (6,3) <sup>Cb</sup>	30,1 (6,5) <sup>Cc</sup>	27,8 (3,2) <sup>Cc</sup>	31,4 (6,6) <sup>Cc</sup>	40,0 (10,3) <sup>Ca</sup>

Diferentes letras maiúsculas nas linhas indicam diferenças estatisticamente significantes; diferentes letras minúsculas nas colunas indicam diferenças estatisticamente significantes.

O risco absoluto e relativo da presença de bolhas na restauração final verificado por radiografias digitais é mostrado na Tabela 8. Teste exato de Fisher mostrou que TEC e FBF/Z350XT tiveram o mesmo risco que a Z350XT. VBF/CHA e SDR/EXT-X tiveram significativamente menor risco do que a restauração incremental Z350XT (Tabela 8).

**Tabela 8.** Análise do risco da presença de bolhas na restauração direta feita com resina composta

<b>Compósitos</b>	<b>Risco absoluto</b>	<b>Risco relativo</b>	<b>Valor de P*</b>
<b>TEC</b>	0,70 (0,40-0,90)	0,78 (0,50-1,23)	0,582
<b>SDR</b>	0,40 (0,17-0,69)	0,44 (0,02-0,98)	0,047*
<b>VBF</b>	0,10 (0,02-0,40)	0,11 (0,20-0,72)	0,001*
<b>FBF</b>	0,70 (0,40-0,90)	0,78 (0,50-1,23)	0,582
<b>Z350XT</b>	0,90 (0,60-0,98)		

\* Teste Exato de Fisher foi usado para Filtek Z350XT como controle

#### **4.6. Resistência à fratura e padrão de falha**

A média e desvio padrão da resistência à fratura para as técnicas restauradoras são apresentados na Tabela 9. A análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre os grupos ( $P < 0,001$ ). O grupo Z350XT teve significativamente menor resistência à fratura que as demais técnicas restauradoras que empregaram resina composta bulk-fill. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos que empregaram resinas compostas bulk-fill.

A distribuição do padrão de fratura é mostrado na Tabela 9. Não houve diferenças significativas nos padrões de fratura entre os grupos ( $P = 0,386$ ). A relação entre a máxima resistência e deformação de cúspide no momento da fratura é mostrada na Tabela 9. Não houve diferença da relação resistência/deformação cúspide entre os grupos ( $P = 0,631$ ).



**Tabela 9.** Resistência à fratura (N), padrão de fratura e taxa entre deformação de cúspide máxima / resistência a fratura mensurada pelo teste de compressão axial (n=10)

Grupos	n	Resistência a fratura (N)	Padrão de fratura				Taxa entre deformação / Resistência a fratura
			I	II	III	IV	
<b>TEC</b>	10	2029,0 (449,0) <sup>A</sup>	0	6	2	2	0,31
<b>SDR/EST-X</b>	10	2164,1 (469,1) <sup>A</sup>	0	2	2	6	0,30
<b>VBF/CHA</b>	10	1971,2 (381,5) <sup>A</sup>	0	2	5	3	0,29
<b>FBF/Z350XT</b>	10	2373,8 (332,5) <sup>A</sup>	0	0	5	5	0,29
<b>Z350XT</b>	10	1380,9 (285,6) <sup>B</sup>	0	2	3	5	0,28

Diferentes letras indicam diferença significativa entre técnicas restauradoras para resistência a fratura ( $P < 0,05$ )

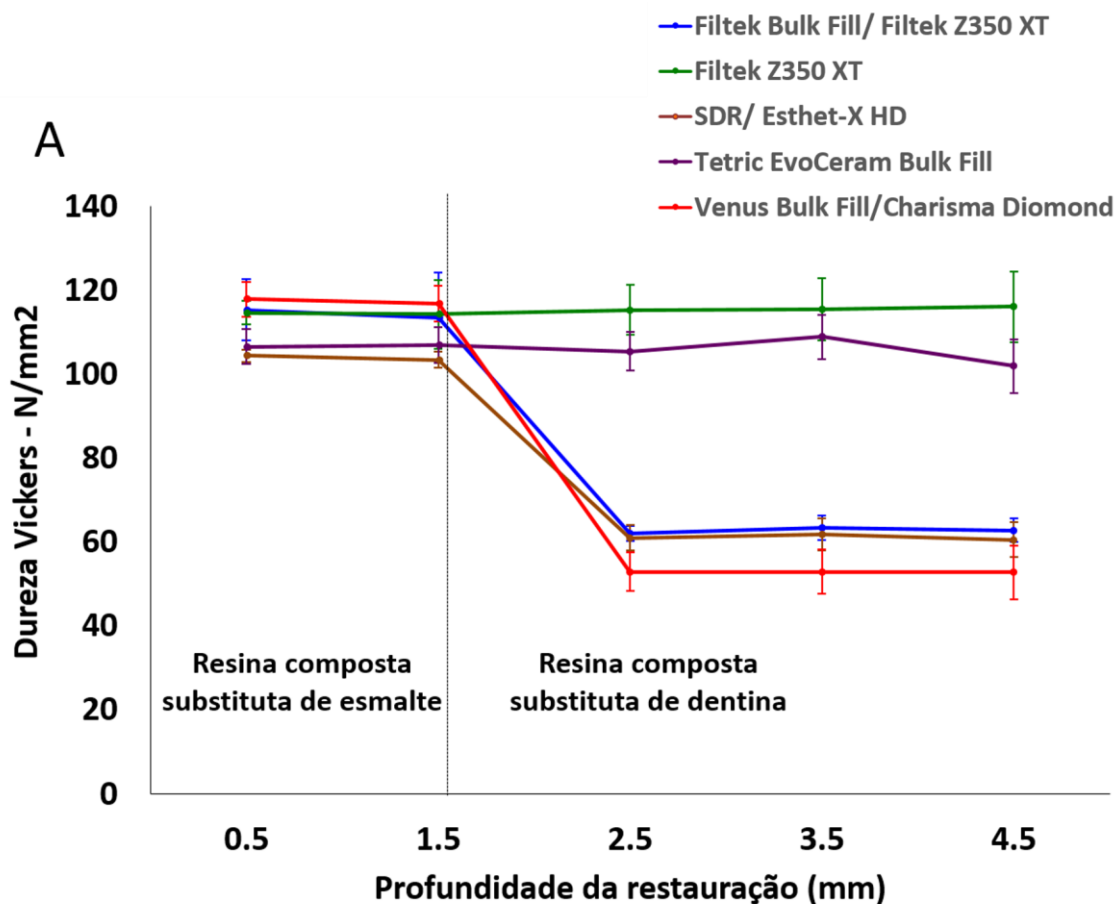
#### 4.7. Dureza Vickers (VH)

Os valores de dureza Vickers foram constantes na região distal, centro e mesial, e também para as profundidades de cada região (esmalte e dentina). A dureza do grupo Z350XT e do grupo TEC foram constantes ao longo de toda a restauração. Para as técnicas restauradoras que associam a bulk-fill com uma resina convencional: FBF/Z350XT, SDR/EST-X e VBF/CHA, os valores de dureza foram constantes na porção correspondente ao esmalte (porção de resina composta convencional) e diminuiu significativamente na porção de dentina (resina bulk-fill). Não foi encontrada diferença estatística entre a dureza na porção do esmalte para todas as técnicas restauradoras (Tabela 10). A dureza medida na porção de dentina foi significativamente menor para os grupos que usaram as resinas (FBF/Z350XT, SDR/EST-X e VBF/CHA) quando comparadas as técnicas que usaram um único material para toda cavidade como o grupo da TEC e da Z350XT (Tabela 10 e Figura 22).

**Tabela 10.** Média de medição de pontos do módulo de elasticidade (GPa) e dureza Vickers (N/mm<sup>2</sup>) na resina composta colocada na região de esmalte e dentina

Técnica restauradora	Módulo de elasticidade (GPa)		Dureza Vickers (N/mm <sup>2</sup> )	
	Compósito substituto do esmalte	Compósito substituto da dentina	Compósito substituto do esmalte	Compósito substituto da dentina
<b>TEC</b>	14,5 (0,3) <sup>Ba</sup>	14,4 (0,5) <sup>Aa</sup>	106,7 (4,2) <sup>Aa</sup>	105,4 (6,1) <sup>Aa</sup>
<b>SDR/EST-X</b>	14,9 (0,4) <sup>Ba</sup>	12,7 (3,7) <sup>Bb</sup>	103,9 (1,7) <sup>Aa</sup>	61,1 (3,7) <sup>Bb</sup>
<b>VBF/CHA</b>	20,3 (9,4) <sup>Aa</sup>	9,4 (0,3) <sup>Db</sup>	117,3 (7,2) <sup>Aa</sup>	52,8 (1,7) <sup>Bb</sup>
<b>FBF/Z350XT</b>	15,2 (0,6) <sup>Ba</sup>	10,1 (0,4) <sup>Cb</sup>	114,4 (9,0) <sup>Aa</sup>	62,7 (2,6) <sup>Bb</sup>
<b>Z350XT</b>	14,9 (0,4) <sup>Ba</sup>	14,4 (0,6) <sup>Aa</sup>	114,4 (7,1) <sup>Aa</sup>	115,6 (7,9) <sup>Aa</sup>

Diferentes letras maiúsculas nas colunas comparam técnica restauradora para cada propriedade mecânica. Letras minúsculas nas linhas comparam localização da restauração para cada propriedade mecânica (P<0,05)

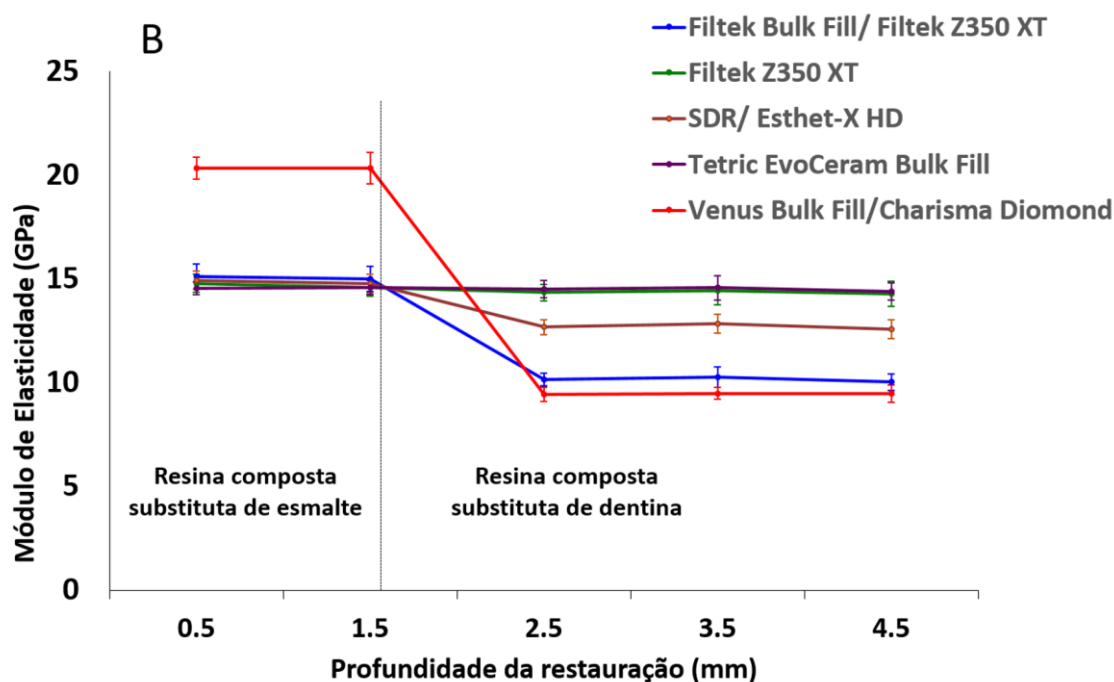


**Figura 22.** Dureza Vickers (VH).

#### 4.8. Módulo de elasticidade (E)

Os valores do módulo de elasticidade foram constantes nas regiões distal, centro e mesial da restauração e nas diferentes profundidades quando analisados na mesma porção do material (esmalte e dentina). Os valores médios e desvio padrão de E para as cinco técnicas restauradoras nas várias profundidades das restaurações são mostrados na Figura 23 e na Tabela 10. Os valores de E para Z350XT e TEC foram constantes ao longo de toda restauração. Para FBF/Z350XT, SDR/EST-X e VBF/CHA os valores de E foram constantes na restauração da porção de esmalte (porção de resina composta convencional) e diminuíram significativamente na restauração correspondente à região da dentina (resina bulk-fill). Os valores de E da VBF/CHA na restauração de esmalte (Charisma Diamond) foi significativamente maior do que os materiais da porção de esmalte de todos os outros grupos (Tabela 10). Os

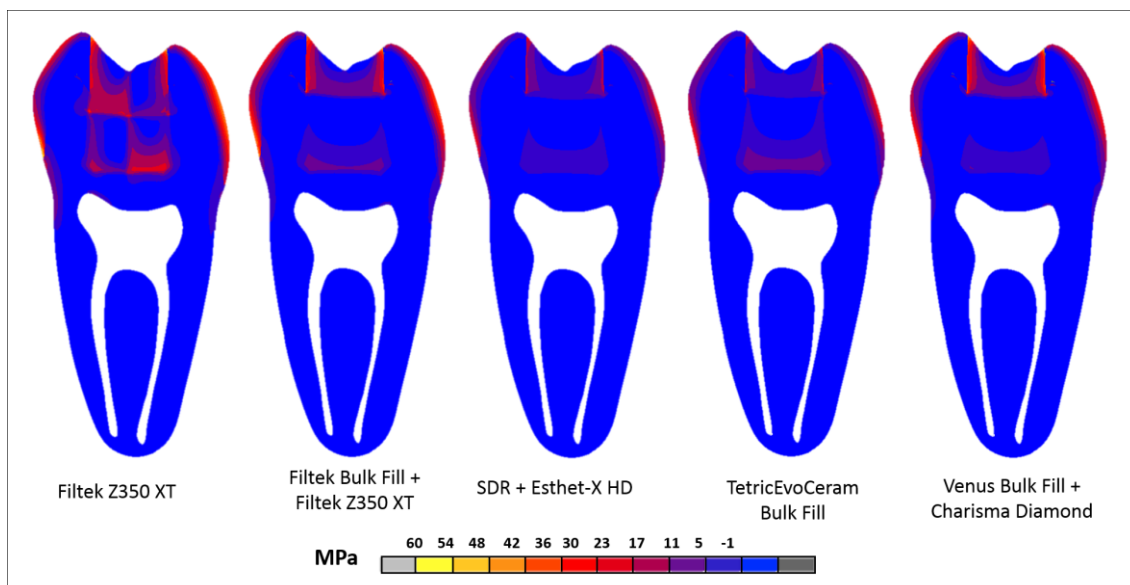
valores de E medido na restauração correspondente a região de dentina para Z350XT e TEC apresentaram os maiores valores e VBF/CHA os menores valores (Tabela 10).



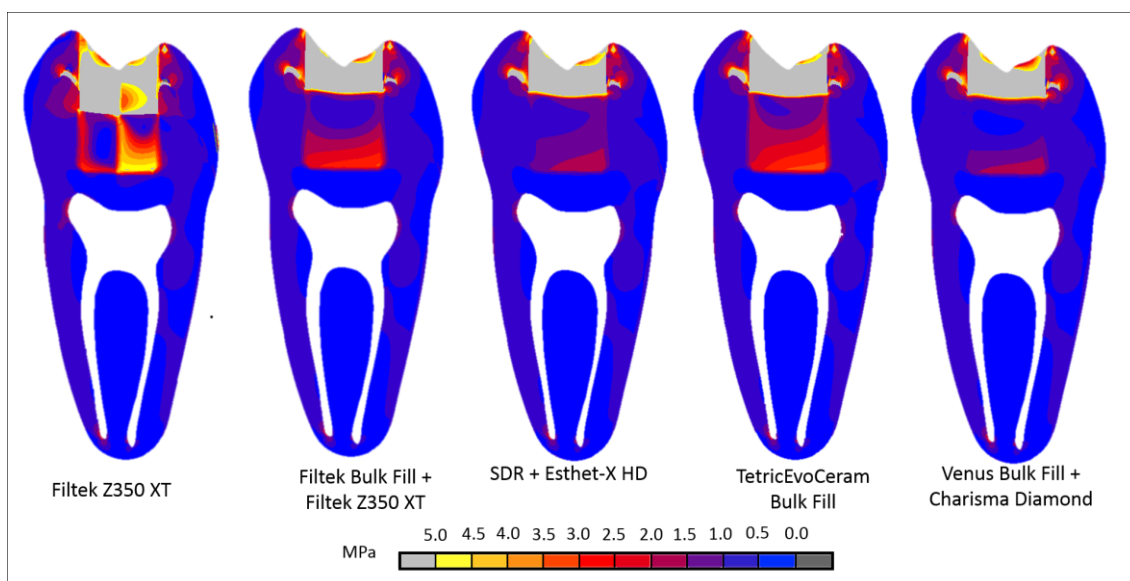
**Figura 23.** Módulo de elasticidade (E).

#### 4.9. Análise de Elementos Finitos

A distribuição das tensões de contração durante os procedimentos restauradores expressos em MPa pelo critério de von Mises modificado, e durante carregamento oclusal de 100N pelo critério de von Mises modificado crítico são mostrados nas Figuras 24 e 25, respectivamente. As técnicas restauradoras que empregam resinas bulk-fill resultaram em menores tensões residuais quando comparadas à Z350XT, independentemente da resina bulk-fill utilizada (Figura 24). Durante o carregamento oclusal de 100N, Filtek Z350XT resultou em maior tensão crítica de von Mises sobre a dentina, principalmente na cúspide lingual quando comparado as demais técnicas de preenchimento (Figura 25). TEC apresentou maior tensão crítica de von Mises na restauração de resina composta quando comparadas as demais técnicas que usaram resinas compostas bulk-fill.



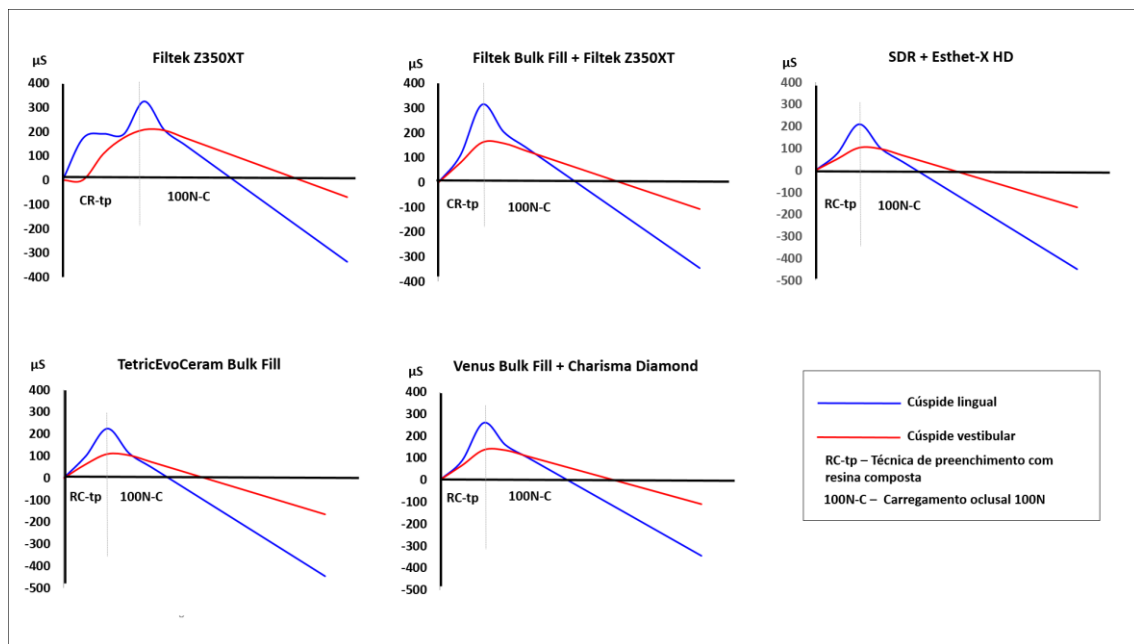
**Figura 24.** Distribuição das tensões de contração pelo critério de von Mises modificado para os diferentes materiais e técnicas restauradoras.



**Figura 25.** Distribuição das tensões durante carregamento oclusal de 100N pelo critério de von Mises modificado crítico para os diferentes materiais e técnicas restauradoras.

A Figura 26 mostra valores de deformação de cúspide obtidos na região do esmalte nas superfícies vestibular e lingual correspondente ao local onde os extensômetros foram fixados no estudo laboratorial. O comportamento de

deformação de cúspide do estudo laboratorial (Tabela 4 – item 4.2), durante a restauração e com 100N de carregamento oclusal foram muito semelhantes aos achados do método de elementos finitos. Quando da aplicação do carregamento as tensões no esmalte foram reduzidas de forma marcante, aumentando significativamente na dentina, independentemente da técnica restauradora.



**Figura 26.** Mostra os valores de deformação de cúspide vestibular e lingual, gerados durante processo de polimerização e carregamento oclusal de 0 a 100N.

## ***DISCUSSÃO***

---

## 5. DISCUSSÃO

Restaurações classe II amplas em molares ainda são frequentes mesmo com o marcante declínio da cárie dentária. O emprego de resinas compostas é hoje o protocolo mais realizado em consultórios privados e já supera em larga vantagem as restaurações em amálgama nas universidades de todo o mundo. No serviço público embora ainda seja frequente a realização de restaurações de amálgama, cresce exponencialmente o emprego de resinas em dentes posteriores. Todo este contexto denota a relevância científica e socioeconômica de se buscar novas técnicas e materiais para este tipo de intervenção clínica. Neste estudo diversas metodologias experimentais e computacionais foram empregadas objetivando responder a um questionamento hoje muito frequente no meio clínico: *“usar resinas bulk-fill em substituição à técnica incremental é seguro para o meu paciente?”*. Responder a questionamentos como estes sem dúvida requer estudos clínicos controlados randomizados elaborados com tempo superior a 5 anos para que a evidência seja alcançada de forma mais consistente. Como as resinas bulk-fill surgiram a poucos anos e em tão pouco tempo ganham larga parcela de mercado nos Estados Unidos, Japão e Europa, cabe aos centros de pesquisa lançar mão de associação de metodologias que possam com maior segurança e evidência responder a esta importante questão.

O presente estudo revelou que as resinas compostas bulk-fill possuem menor contração pós-gel e ao mesmo tempo resultam em menor deformação de cúspides, tensões geradas, aumentando a resistência a fratura para restaurações posteriores. Além disso possuem adequada radiodensidade que facilita a avaliação do material quanto a adaptação, detecção de defeitos internos e cárie recorrente.

A relação entre formato da cavidade, volume, e tensão de contração foi claramente estabelecida há mais de 20 anos. (Verdonschot et al., 2001; Feilzer et al., 1987; Lin et al., 2001b) No entanto, naquele momento, não foi possível visualizar e quantificar com precisão a distribuição de tensões nas interfaces ou no interior da estrutura do dente restaurado. Associado a isto, quantificar tensões é difícil por não ser medida diretamente. (Versluis e Tantbirojn, 2009)



Desde então, estudos por análise de elementos finitos permitiram progressão considerável da nossa compreensão do desenvolvimento de tensões no interior dos materiais, nas interfaces com a estrutura dental e da mesma forma no interior do esmalte e dentina remanescente. (Dietschi et al., 2013)

Por outro lado caracterizar propriedades mecânicas dos materiais restauradores são também importantes para melhor entender o comportamento biomecânico durante a função oral. Embora o dente seja submetido a carga oclusal compressiva, tensões de tração também são geradas na estrutura do dente. (Versluis e Tantbirojn, 2011) Essa estrutura é capaz de resistir melhor as tensões compressivas do que as tensões de tração, (Versluis e Tantbirojn, 2011). As resinas compostas também guardam este comportamento frente ao carregamento oclusal por ser caracterizar como materiais friáveis. Isto foi comprovado pelos achados deste estudo que mostrou valores de resistência a compressão por volta de 200 MPa e resistência a tração aproximadamente 40 MPa. Além disso, na resistência a compressão, todas as resinas compostas tiveram comportamento semelhante, diferentemente do que foi observado para a resistência a tração, onde os materiais comportaram-se de maneira variada. Em síntese, as resinas de cobertura que estão indicadas para serem utilizadas na superfície oclusal apresentaram adequada resistência à tração (Z350XT, CHA, EST-X, TEC), por outro lado as resinas bulk-fill de baixa viscosidade (SDR, FBF, VBF) apresentaram menores valores de resistência a tração. Isso se deve a menor quantidade de carga destas resinas comparadas a resina TEC (pasta) e as resinas convencionais (Tabela1). Deve ser esclarecida ao clínico esta diferença de comportamento para que siga corretamente a indicação desta classe de material em local específico, ou seja, em substituição à dentina, e que não seja extrapolada a sua inserção em áreas de carregamento oclusal. Por outro lado, mesmo com esta menor resistência intrínseca, não houve alteração do padrão de desempenho mecânico dos dentes restaurados com estas associações. Isto pode ser comprovado pela maior resistência e menor deformação de cúspides e consequente redução das trincas em esmalte.

O conceito de contração pós-gel tem sido introduzido para explicar o fato de que nem todas as contrações de polimerização causam tensão. (Bowen, 1993) Durante o processo de polimerização, o módulo elástico desenvolve-se quando o material torna-se rígido. (Braem et al., 1986; Schneider et al., 2009) Tensão de contração é gerada quando o material compósito torna-se sólido o suficiente para transferir tensões. Consequentemente, se a contração pós-gel aumenta, tensão de contração deve também aumentar. (Soares et al., 2013) Este fato confirma os resultados encontrados para a resina convencional Filtek Z350XT, material que possuiu os maiores valores de contração pós-gel e por serem também empregadas na técnica incremental, apresentou maiores tensões de contração na análise por elementos finitos, quando comparadas as técnicas que empregam resinas bulk-fill. Comprova-se neste estudo mais uma premissa que tem sido expressada pelos fabricantes de que realmente essas novas resinas apresentam menor contração de polimerização.

A maior rigidez das resinas compostas também mostrou ser um fator influente na condução do desenvolvimento de tensão e deformação no remanescente dental por consequência da contração do compósito ou carregamento funcional. Um material rígido induz mais deformação ao dente e aumenta a tensão de pré-carregamento (estado de tensão antes da carga simulada) seguida pela contração de polimerização. Enquanto o contrário, um compósito de baixo módulo elástico induz a menor tensão de pré-carregamento, porém permite maior deformação sob carga. (Arola et al., 2001)

Em estudo recente, foram encontrados valores de microdureza constantes em toda a profundidade das restaurações, mesmo para os grupos que foram fotopolimerizados em 4,0 mm, indicando polimerização adequada para todos os compósitos. (Do et al., 2014) Estes resultados são consistentes com os achados de outros trabalhos (Czasch e Ilie, 2013; El-Damanhoury e Platt, 2014; Alrahlah et al., 2014) e da mesma forma foram comprovados no presente estudo, que mostra que a resina TEC mostrou comportamento biomecânico desejável, ou seja, dureza Vickers e módulo elástico constantes em toda a restauração. Outro estudo, já havia confirmado que propriedades mecânicas da resina bulk-fill SDR foram mantidas na profundidade de 4,0 mm.

(Ilie e Hickel, 2011) Altas profundidades de polimerização têm sido relatadas para as resinas compostas bulk-fill, devido a melhoria do seu sistema iniciador e um aumento da translucência do material. (Flury et al., 2012) Estes achados foram também comprovados no presente estudo, onde as resinas bulk-fill com alta fluidez mesmo mostrando menores valores de módulo de elasticidade e dureza, estes foram constantes em toda a extensão de profundidade. Ou seja, uma outra premissa foi comprovada neste estudo, as resinas bulk-fill possuem capacidade de polimerização em espessura de até 4,0 mm.

Também é amplamente aceito que a contração volumétrica e solidificação dos compósitos restauradores durante o processo de polimerização em combinação com a união adesiva ao esmalte e dentina, resultam em transferência de tensão e deformação no interior destes substratos. (Versluis et al., 1996; Bicalho et al., 2014 parte I) A tensão de contração de polimerização (pós-gel) associada à progressiva vitrificação do material determina a transferência de tensões ao dente e consequente deformação das cúspides dentais. Assim, verifica-se também neste trabalho que o grupo Z350XT apresentou os maiores valores de deformação e por outro lado os grupos TEC e SDR/EST-X resultaram em menores valores. Isto é reflexo do comportamento sinérgico dos materiais empregados, quando se utiliza resinas com alta contração pós-gel e/ou alto módulo de elasticidade mesmo na superfície da restauração (região do esmalte), a deflexão de cúspide é elevada. Isso nos remete a refletir sobre a necessidade de fabricantes buscar materiais que possuam equilíbrio entre boa resistência, com baixos valores de contração pós-gel e acima de tudo valores de módulo de elasticidade não tão elevados.

Contudo, a deformação 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) Os resultados deste trabalho também mostraram que a cúspide lingual apresentaram maior deformação que as cúspides vestibulares, independente da técnica empregada. Este comportamento também foi demonstrado em recente estudo onde a cúspide lingual foi mais

afetada pelo preparo do dente, por esta cúspide possuir menor volume estrutural que a cúspide vestibular, principalmente na base das cúspides. (Bicalho et al., 2014 parte I) Esta deformação coronária pode resultar em sensibilidade pós-operatória e ainda gerar ou propagar microtrincas já presentes no esmalte. (Batalha et al., 2013) A contração induz microfraturas no esmalte que ocorrem imediatamente após a polimerização. (Jensen e Chan, 1985) Este achado foi comprovado neste trabalho. A formação e propagação de trincas previamente existentes ocorreu entre 80 e 100% após as restaurações. A linha de fratura corresponde à área na qual se concentram as maiores tensões residuais e deformação de cúspides. Estes achados suportam de forma marcante a premissa de que contração de polimerização e deformação de cúspide estão associadas com a propagação de trincas. As tensões geradas pela contração e o aumento da rigidez da resina é transferida à base das cúspides e, por consequência, nesta região há menor espessura de dentina que é um substrato com maior resiliência. Esta transferência de tensões ao esmalte, substrato com alta rigidez, determina deformação estrutural do mesmo. Como nesta região os prismas de esmalte estão orientados perpendicularmente ao eixo axial do dente, as tensões resultam em trincas na região interprismática propagando ao longo desta região. (Giannini et al., 2004)

Quando o dente é submetido à um carregamento oclusal, tensões e deformações são geradas e devem ser dissipadas pela característica dos materiais e pela integridade adesiva entre dente e restauração. (Soares et al., 2005) Porém, se o carregamento supera a resistência do conjunto dente/restauração a fratura do dente é observada. Resinas compostas de incremento único bulk-fill demonstraram resistência à fratura estatisticamente maior quando comparadas ao grupo que utilizou resina convencional Filtek Z350XT, e este ainda apresentou padrões de fratura mais catastróficos. Isso pode ser explicado pela alta contração pós-gel do material, que permite deformação de cúspide, geração de tensões e, enfim, a propagação das trincas, diminuindo a resistência da estrutura. Neste trabalho, os métodos e resultados não podem ser vistos separadamente. Este comportamento também

poder ser observado na análise por elementos finitos por meio da avaliação de von Mises modificado crítico.

Radiodensidade é uma propriedade importante de todos os materiais restauradores, por tornar possível detectar a integridade marginal para verificar cárie secundária. Neste estudo, o preparo da cavidade foi padronizada também pois a detecção de radiolucência de restaurações depende da densidade e da espessura da estrutura do dente remanescente. (Farman et al., 1996)

Vários fatores podem afetar a radiodensidade de restaurações em dentes posteriores, como a dimensão da restauração e as propriedades dos materiais e a intensidade e direcionamento do raio x. (Hara et al., 2001; Fonseca et al., 2004; Soares et al., 2005; Fonseca et al., 2006; Soares et al., 2007; Fonseca et al., 2008; Fonseca et al., 2010) Avaliar a radiodensidade dos materiais em comparação a estrutura dental, principalmente em real situação de aplicação clínica é imperativa para avaliar adaptação marginal das restaurações, excessos de materiais nas regiões proximais, falhas de adaptação e ainda a ocorrência de defeitos internos no corpo da restauração. (Soares et al., 2005; Soares et al., 2007; Fonseca et al., 2006; Fonseca et al., 2010) Neste estudo foi aplicada metodologia anteriormente utilizada pelo nosso grupo para avaliar a radiopacidade de restaurações indiretas em dentes posteriores aliada a capacidade de detecção de excessos de cimentos resinosos. (Soares et al., 2005) Com isso foi possível analisar a adaptação ao ângulo cavo superficial na margem cervical e na base do preparo cavitário. As técnicas restauradoras testadas mostram adequado nível de radiodensidade, todas superiores ao esmalte e dentina. Portanto as resinas bulk-fill cumprem adequadamente a este princípio de grande importância para o clínico nos exames complementares. Com esta metodologia, e devido a elevada radiodensidade das resinas empregadas, foi possível ainda detectar a presença de bolhas no corpo da restauração e na parede de fundo da cavidade. Os resultados mostram que todas as técnicas resultam em bolhas em um destes locais. Porém no grupo Z350XT a presença de bolhas no corpo da restauração pode ser sugerida como muito mais prevalente que para os demais grupos. A questão de não se afirmar categoricamente a esta premissa,

deve-se a limitação da técnica de raio x que resulta em imagem plana, não podendo afirmar com certeza de que estes defeitos estão sim no corpo da restauração. Porém como estes defeitos se posicionam nas regiões correspondentes aos incrementos padronizados nesta técnica, a possibilidade de estar associado a espaços vazios entre os diversos incrementos é altamente possível.

Embora todas as resinas tenham demonstrado capacidade desejável e recomendável de resposta na avaliação radiográfica, verificou-se níveis significantes entre os materiais testados quanto ao nível de radiopacidade. O grau de radiopacidade das resinas compostas depende da quantidade, tipo e tamanho de partícula do material, do volume de carga e da espessura e densidade do polímero. (Fonseca et al., 2006; Soares et al., 2007) Quanto mais radiopaco for os componentes de uma resina composta, especialmente o tipo de vidro presente no volume de carga do material, mais radiopaca será a resina composta. Os grupos TEC e VBF/CHA apresentaram valores de radiodensidade comparativo entre a restauração e a cavidade significativamente maior que os demais grupos. Isto se deve a composição de ambos os materiais utilizados (Venus Bulk Fill e Tetric EvoCeram Bulk Fill) que possuem vidro de trifluoreto de itérbio e vidro de bário, que são vidros altamente radiopacos. (Collares et al., 2010; Fonseca et al., 2006) Já as resinas FBF e Z350XT apresentaram valores significativamente inferiores aos demais, pela menor resposta do vidro de zircônia à radiação ionizante. (Fonseca et al., 2006)

Os resultados deste estudo mostraram que na região cervical, a radiodensidade dos materiais é maior, sendo mais fácil detectar fendas e desadaptações da resina, pois a estrutura do dente remanescente é reduzida nesta superfície, devido à configuração anatômica dente. (Farman et al., 1996) A configuração anatômica na face distal em molares inferiores apresentam menor volume de dentina/esmalte que na face vestibular, principalmente por representar uma adaptação fisiológica por ser esta região onde se concentra os maiores esforços mastigatórios. Isto explica a maior diferença de radiodensidade detectada na região distal de todas as restaurações. Embora

seja menor a diferença de radiodensidade entre o material restaurador e a estrutura dental próxima à parede pulpar, ela foi suficientemente para detecção de espaços vazios nestas regiões que podem representar bolhas de ar e frente ao carregamento oclusal podem contribuir para possível sensibilidade pós-operatória.

Neste estudo avaliou-se o desempenho das resinas compostas bulk-fill e não apenas a técnica de inserção em incremento único. Em recentes estudos, o nosso grupo mostrou que o uso de resinas convencionais e mesmo as de baixa contração inseridas em incremento único, embora resultem em menores tensões de contração e menor deformação de cúspide, não recuperam o estado de resistência do dente. (Bicalho et al., 2014 parte I e parte II) Já neste estudo comprova-se que o desenvolvimento desta nova modalidade de resinas compostas é uma estratégia acertada pelas indústrias. Uma vez que a inserção em incremento único destas resinas demonstraram sim o equilíbrio altamente desejado entre menor contração, menores tensões residuais e deformação de cúspides com adequada polimerização em toda a extensão da restauração, refletindo finalmente em superior resistência à fratura. Adicionalmente, como este material é inserido em grandes volumes não há geração de espaços entre os incrementos que podem fragilizar a restauração. Em síntese, a conquista da excelência restauradora será conseguida pelas ações sinérgicas de fabricantes buscando novos e melhores materiais com protocolos e técnicas restauradoras com maiores evidências científicas e que estejam sob domínio dos clínicos nos diferentes ambientes de oferta de serviços odontológicos. Este trabalho mostra que a estratégia de uso das resinas bulk-fill atende a estes objetivos de forma simplificada, que deve ser sempre um horizonte a ser buscado por reduzir potenciais falhas pelo operador.

## ***CONCLUSÕES***

---



## 6. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados deste estudo in vitro e computacional, conclui-se que:

- A resina convencional Z350XT mostrou maiores valores de contração de polimerização comparado as demais resinas bulk-fill.
- A resina Z350XT mostrou os maiores valores de deformação de cúspide durante a restauração. A cúspide lingual também foi a que teve maior deformação para todos os grupos.
- A formação ou propagação de trincas no esmalte dentário foi maior após o procedimento restaurador. A técnica restauradora não influenciou a geração de trincas. A frequência de trincas foi ligeira maior na cúspide lingual que na vestibular.
- A técnica incremental com resina Z350XT menor resistência a fratura comparada as técnicas com bulk-fill. Não houve influência da técnica no padrão de fratura, embora a resina TEC tenha demonstrado tendência a fratura de corpo da restauração. .
- As resinas bulk-fill mostraram alta radiodensidade sendo a maioria superior que as resina convencional. A presença de bolhas foi semelhante entre os materiais testados.
- A dureza Vickers e o módulo de elasticidade foram constantes ao longo da extensão de cada material. Houve queda na dureza e módulo de elasticidade entre os materiais usados para reconstruir esmalte e dentina para os grupos VBF/CHA, SDR/EST-X e FBF/Z350XT.

- Em geral as resinas testadas demonstraram resistência a compressão semelhantes, apenas SDR demonstrou valores inferiores. Em geral as resinas bulk-fill possuem menor resistência a tração que as resinas convencionais.
- O método de elementos finitos validaram os achados experimentais. Realmente o grupo que utilizou resina composta convencional mostrou as maiores tensões residuais.
- Resinas compostas bulk-fill demonstraram ser uma adequada alternativa para restaurar dentes posteriores com largas cavidades pois demonstraram comportamento mecânico e propriedades físico-mecânicas adequadas a este propósito.

## ***REFERÊNCIAS***

---

## REFERÊNCIAS

1. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. **Dent Mater.** 2014 Feb;30(2):149-54.
2. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. **J Dent.** 2001 Jan;29(1):63-73.
3. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. **Dent Mater.** 2013 Mar;29(3):324-31.
4. Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. **Oper Dent.** 2014 Mar-Apr;39(2):E71-82.
5. Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. **Am J Dent.** 2014 Jun;27(3):129-33.
6. Bicalho AA, Valdívía AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material--part II: shrinkage and shrinkage stresses. **Oper Dent.** 2014 Mar-Apr;39(2):E83-92.
7. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc.** 1963 Jan;66:57-64.

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

8. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. The impact of composite structure on its elastic response. **J Dent Res.** 1986 May;65(5):648-53.
9. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. **Clin Oral Investig.** 2003 Jun;7(2):63-70.
10. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. **Compend Contin Educ Dent.** 2010 May;31 Spec No 2:10-5.
11. Chikawa H, Inai N, Cho E, Kishikawa R, Otsuki M, Foxton RM, Tagami J. Effect of incremental filling technique on adhesion of light-cured resin composite to cavity floor. **Dent Mater J.** 2006 Sep;25(3):503-8.
12. Collares FM, Ogliari FA, Lima GS, Fontanella VR, Piva E, Samuel SM. Ytterbium trifluoride as a radiopaque agent for dental cements. **Int Endod J.** 2010 Sep;43(9):792-7.
13. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. **Clin Oral Investig.** 2013 Jan;17(1):227-35.
14. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. **J Dent.** 2006 Aug;34(7):427-35.
15. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J Dent Res.** 1984 Dec;63(12):1396-9.

16. Dietschi D, Argente A, Krejci I, Mandikos M. In vitro performance of Class I and II composite restorations: a literature review on nondestructive laboratory trials--part I. **Oper Dent.** 2013 Sep-Oct;38(5):E166-81.
17. Dietschi D, Argente A, Krejci I, Mandikos M. In vitro performance of Class I and II composite restorations: a literature review on nondestructive laboratory trials--part II. **Oper Dent.** 2013 Sep-Oct;38(5):E182-200.
18. Do T, Church B, Veríssimo C, Hackmyer SP, Tantbirojn D, Simon JF, Versluis A. Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites. **Pediatr Dent.** 2014 Nov-Dec;36(7):468-73.
19. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. **Oper Dent.** 2014 Jul-Aug;39(4):374-82.
20. Farman TT, Farman AG, Scarfe WC, Goldsmith LJ. Optical densities of dental resin composites: a comparison of CCD, storage phosphor, and Ektaspeed plus radiographic film. **Gen Dent.** 1996 Nov-Dec;44(6):532-7.
21. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res.** 1987 Nov;66(11):1636-9.
22. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? **Dent Mater.** 2012 May;28(5):521-8.
23. Fonseca RB, Branco CA, Quagliatto PS, Gonçalves Lde S, Soares CJ, Carlo HL, Correr-Sobrinho L. Influence of powder/liquid ratio on the

- radiodensity and diametral tensile strength of glass ionomer cements. **J Appl Oral Sci.** 2010 Dec;18(6):577-84.
24. Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. Radiodensity of base, liner and luting dental materials. **Clin Oral Investig.** 2006 Jun;10(2):114-8.
  25. Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppim-Rontani RM, Correr-Sobrinho L. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. **Arch Oral Biol.** 2008 Nov;53(11):1023-9.
  26. Fonseca RB, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Barbosa GA, Soares CJ. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. **Arch Oral Biol.** 2004 Nov;49(11):919-22.
  27. Gaengler P, Hoyer I, Montag R. Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. **J Adhes Dent.** 2001 Summer;3(2):185-94.
  28. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** 2004 May;20(4):322-9.
  29. Hara AT, Serra MC, Haiter-Neto F, Rodrigues AL Jr. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. **Am J Dent.** 2001 Dec;14(6):383-6.
  30. He Z, Shimada Y, Sadr A, Ikeda M, Tagami J. The effects of cavity size and filling method on the bonding to Class I cavities. **J Adhes Dent.** 2008 Dec;10(6):447-53.
  31. 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.

32. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. **J Adhes Dent.** 2012 Aug;14(5):407-31.
33. Hubsch P, Middleton J, Knox J. The influence of cavity shape on the stresses in composite dental restorations: a finite element study. **Comput Methods Biomech Biomed Engin.** 2002 Oct;5(5):343-9.
34. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. **Oper Dent.** 2013 Nov-Dec;38(6):618-25.
35. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. **Aust Dent J.** 2011 Jun;56 Suppl 1:59-66.
36. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. **Clin Oral Investig.** 2013 Jan;17(1):185-93.
37. 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.
38. 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.
39. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Verdonschot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? **J Dent Res.** 2003 Dec;82(12):967-71.



40. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. **Dent Mater.** 2007 Mar;23(3):288-95.
41. Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. **J Oral Rehabil.** 2001 Jun;28(6):517-25.
42. 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 Oct;26(10):947-53.
43. 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.
44. Mjör IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. **Quintessence Int.** 2000 Mar;31(3):165-79.
45. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. **J Dent.** 2012 Jun;40(6):500-5.
46. 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.
47. 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.

48. Ornaghi BP, Meier MM, Rosa V, Cesar PF, Lohbauer U, Braga RR. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with diferente filler distributions. **Dent Mater.** 2012 Sep;28(9):985-95.
49. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. **Clin Oral Investig.** 2003 Jun;7(2):71-9.
50. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? **Dent Mater.** 2008 Nov;24(11):1501-5.
51. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. **J Dent.** 2011 Oct;39(10):643-7.
52. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. **J Dent.** 1991 Oct;19(5):312-6.
53. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. **Dent Mater.** 1997 Jul;13(4):233-9.
54. 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.
55. Schneider LF, Cavalcante LM, Consani S, Ferracane JL. Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione. **Dent Mater.** 2009 Mar;25(3):369-75.

56. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and diferente incremental techniques. **J Adhes Dent.** 2013 Aug;15(4):341-50.
57. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. **Braz Oral Res.** 2008 Jul-Sep;22(3):281-7.
58. Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. **Am J Dent.** 2005 Feb;18(1):57-60.
59. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR, Neto AJ. Direct restoration of worn maxillary anterior teeth with a combination of composite resin materials: a case report. **J Esthet Restor Dent.** 2005;17(2):85-91.
60. 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 Jan-Mar;19(1):11-6.
61. Soares CJ, Santana FR, Fonseca RB, Martins LR, Neto FH. In vitro analysis of the radiodensity of indirect composites and ceramic inlay systems and its influence on the detection of cement overhangs. **Clin Oral Investig.** 2007 Dec;11(4):331-6.
62. Sousa SJB, Projeto de iniciação científica. CNPq/2010-SAU 004.
63. 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.

64. Tantbirojn D, Chongvisal S, Augustson DG, Versluis A. Hardness and postgel shrinkage of preheated composites. **Quintessence Int.** 2011 Mar;42(3):e51-9.
65. Verdonshot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. **Int J Prosthodont.** 2001 Jul-Aug;14(4):310-5.
66. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J Dent Res.** 1996 Mar;75(3):871-8.
67. 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.
68. 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.
69. Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? **J Tenn Dent Assoc.** 2011 Spring;91(2):36-42; quiz 42-3.
70. 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.
71. Wieczkowski G Jr, Joynt RB, Klockowski R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. **J Prosthet Dent.** 1988 Sep;60(3):283-7.

72. Xu X, Tao L, Xiong H. [Three dimensional finite element analysis of effects on composite resin for filling in various cavity margin design]. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.** 1999 Sep;34(5):281-3.

## ***RELEASE PARA IMPRENSA***

---

## **Release para Imprensa**

Apesar dos avanços na Odontologia, a cárie dentária ainda é comum nos dias atuais, afetando e destruindo principalmente os molares de crianças e jovens, o que traz grandes prejuízos sociais e de desenvolvimento para estas pessoas. O dente cariado necessita ser restaurado para ser devolvida a função mastigatória e estética. Anos atrás, o amálgama era muito usado como material restaurador, mas vem sendo gradativamente substituído por resinas compostas, que possuem a cor do dente e podem ser aderidas ao esmalte e dentina. Atualmente, esse é o material de escolha da maioria dos cirurgiões-dentistas. Contudo, durante a ativação pela luz azul que o dentista utiliza as resinas contraem e geram tensões que pode levar a dor pós-operatória, trincas nos dentes e mais tarde nova cárie na margem das restaurações. Outro desafio para os cientistas nesta área é a busca por reduzir o tempo de atendimento no consultório com técnicas mais rápidas e simples. Chegaram recentemente ao mercado odontológico internacional resinas que são inseridas no dente e ativadas pela luz azul de uma única vez, completando a restauração e menor tempo. Elas são denominadas resinas bulk-fill. Esta pesquisa desenvolvida no Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFU utilizou diversos métodos científicos modernos que envolvem ensaios em laboratório e simulação em computador para estudar novos materiais que em breve estarão no mercado nacional (apenas um destes novos materiais testado está disponível no mercado nacional). Os resultados surpreendentemente mostram que sua utilização traz menores problemas para o dente e resulta em maior resistência que a técnica utilizada normalmente nos consultórios. O melhor de tudo é o fato da rapidez do procedimento, sendo boa opção então para restaurar dentes de crianças e nos serviços públicos. Embora sejam estudos em laboratórios, os resultados são altamente promissores, sendo assim, essas novas resinas mostram ser uma alternativa a ser considerada em breve pelos dentistas brasileiros.





## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação de parâmetros físicos e mecânicos de restaurações classe II MOD em molares empregando resinas compostas de incremento único - Análise biomecânica integrada e sequencial

**Pesquisador:** Carlos José Soares

**Área Temática:**

**Versão:** 4

**CAAE:** 23176514.6.0000.5152

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 721.985

**Data da Relatoria:** 27/06/2014

#### Apresentação do Projeto:

Conforme apresenta o protocolo: Estudos recentes têm sugerido que menos incrementos de resina composta no procedimento restaurador (Bicalho et al., 2013a e 2013b) e, até mesmo, resina composta de incremento único podem ser igualmente bem sucedidos (Quellet D 1995; Campodonico et al., 2011; Abbas et al., 2003).

Consequentemente, os dentistas podem reduzir o tempo clínico e tempo de cadeira significativo de seus pacientes, tornando o procedimento menos estressante e mais confortável. Porém, esses materiais precisam ser cuidadosamente avaliados e o seu desempenho comprovado, pois alguns estudos mostram que a técnica de incremento único para resinas convencionais pode ter propriedades como dureza prejudicada. A contração de polimerização dos materiais resinosos pode refletir em sinais clínicos como sensibilidade pós-operatória, trincas e infiltrações marginais. Protocolos restauradores tem sido estudados no sentido de minimizar tais efeitos, como novos materiais utilizados em único incremento para minimizar os efeitos da contração. Desta forma, propõe um trabalho para avaliar o comportamento físico e mecânico de 5 resinas compostas, sendo respectivamente uma pertencente ao grupo controle (Filtek Z350, 3M-ESPE com técnica incremental) e as demais de incremento único (bulk fill); Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

**Bairro:** Santa Mônica

**CEP:** 38.408-144

**UF:** MG

**Município:** UBERLÂNDIA

**Telefone:** (34)3239-4131

**Fax:** (34)3239-4335

**E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 721.985

Vivadent); SDR Bulk Fill + Esthet-X HD (Dentsply); Venus Bulk Fill + Venus Diamond (HeraeusKulzer); Filtek Bulk Fill Flowable Restorative + Filtek Z350(3M-ESPE), usadas em restaurações classe II MOD de molares.

### **Objetivo da Pesquisa:**

Segundo o protocolo: O presente estudo tem como proposta avaliar o efeito do tipo de resina de incremento único na deformação de cúspide, dureza, módulo de elasticidade, adaptação marginal, resistência à fratura e tensões de contração de cavidades classe II MOD de molares posteriores. Além de estudar as propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados, como contração pós-gel, coeficiente de Poisson, módulo elástico, dureza e grau de conversão.

### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo os pesquisadores: o único risco é a identificação do sujeito de pesquisa no momento da coleta do dente, o que contraria a Resolução 466/12, porém a equipe executora se compromete a tratar os sujeitos participantes de forma sigilosa, não fazendo a identificação dos mesmos.

Os benefícios serão no sentido de poderem definir técnicas e protocolos clínicos para molares quando estes apresentarem elevado grau de perda estrutural, e dessa forma aumentar o nível de sucesso destes tratamentos reabilitadores, beneficiando assim os pacientes com indicação de realização desta terapia.

### **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Segundo o protocolo: 4.1 Contração pós-gel (Shr)-extensometria (n=10): Será feita a Shr das 5 resinas seguintes: Tetric Evoceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent); SDR Bulk Fill + Esthet-X HD (Dentsply); Venus Bulk Fill + Venus Diamond (Heraeus Kulzer); Filtek Bulk Fill Flowable Restorative + Filtek Z350 (3M-ESPE); Filtek Z350 com inserção incremental (3M-ESPE). Porção de 4 mm<sup>3</sup> será colocada sobre extensômetro conectado à aparelho de aquisição de sinais (ADS 500, Linx, São Paulo, Brasil). O conjunto será conectado a microcomputador que com software específico receberá sinais da placa de aquisição de dados. 4.2 Análise do Coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade: a) Teste de flexão de 3 pontos: Serão construídas barras de resina com dimensões padrão e com extensômetros colados na parte inferior. A barra será submetida ao teste em máquina universal ligada na extensometria, utilizando ponta aplicadora e base fixa de 2 apoios, fornecendo os valores de Poisson e módulo.

b) Coeficiente de Poisson por extensometria: Será calculado por meio de barras de resinas com dimensões apropriadas, onde serão colados 2 extensômetros (ao longoeixo e transversal) e estas

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

**Bairro:** Santa Mônica

**CEP:** 38.408-144

**UF:** MG

**Município:** UBERLÂNDIA

**Telefone:** (34)3239-4131

**Fax:** (34)3239-4335

**E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 721.985

submetidas ao teste de tração. Os valores de deformação obtidos no extensômetro transversal serão divididos pelos longitudinais, obtendo os valores de Poisson e módulo.

4.3 Análise de deformação de cúspide. Extensometria (n=15): Serão selecionados 75 terceiros molares inferiores humanos (livres de cáries e trincas, defeitos estruturais ou restaurações, de idade semelhante de doadores acima de 18 anos), coletados nas Clínicas de Cirurgia da FOUFU e no Pronto Socorro Odontológico da Instituição, com prévio consentimento dos pacientes que estarão cientes do uso nesta pesquisa. Os dentes selecionados deverão ter padrão de similaridade. Dentes com variabilidade maior que 10% serão descartados. Preparos classe II MOD serão realizados com aparelho padronizador de preparo (Soares et al., 2008). Extensômetros serão fixados nas cúspides vestibular e lingual (V e L) e conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Serão confeccionadas restaurações usando os 5 materiais citados. Os valores de deformação serão obtidos individualmente para cada extensômetro (V e L). 4.4 Dureza Vickers (VHN) e Cálculo do Módulo de Elasticidade (E) (n=5): 5 dentes restaurados de cada grupo no item 4.3 serão cortados ao meio. As metades serão incluídas e polidas. VHN e E das restaurações serão obtidas usando um indentador de microdureza (CSM Micro-Hardness Tester; Instruments CSM, Suíça). As indentações serão feitas com 1,0 mm de distância no espaço de 0,5 a 3,5 mm no centro da restauração, mesial e distal.

4.5 Grau de conversão: Será medido pelo método de espectroscopia infravermelha transformado de Fourier (FITR). O grau de conversão é obtido a partir da razão entre as bandas do espectro referente às cadeias alifática e aromática de carbono das porções de resina. 4.6 Adaptação marginal com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), fadiga e

resistência à fratura (n=10): a) MEV: Para análise das interfaces mesiais e distais de 10 molares de cada grupo restaurados serão confeccionados modelos com resina epóxica das superfícies antes e depois de ciclagem termomecânica. Os modelos serão analisados em MEV com magnitude de 500X de aumento.

b) Ensaio de fadiga termomecânica (n=5): Será aplicada uma carga de 50 N no centro da restauração, com diâmetro da ponta de 3 mm e os ciclos repetidos com frequência de 1,25 ciclos/s simulando fadiga mecânica de 5 anos. As amostras serão submetidas em máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e (Elquip São Carlos, SP, Brasil) onde será simulado 5 anos com amostras imersas em água destilada e banhos alternados. c) Ensaio de Resistência à fratura (n=10): Os 10 dentes restaurados de cada grupo, após moldagens para MEV, antes e depois da fadiga serão posicionados em máquina de ensaio universal onde será aplicado carregamento axial

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

**Bairro:** Santa Mônica

**CEP:** 38.408-144

**UF:** MG

**Município:** UBERLÂNDIA

**Telefone:** (34)3239-4131

**Fax:** (34)3239-4335

**E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 721.985

até a fratura.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Folha de rosto adequada e assinada.

TCLE: adequado.

Cronograma adequado.

Cálculo amostral apresentado.

Financiamento adequado.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

As pendências apontadas no Parecer 649.858 foram atendidas.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, 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.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: Fevereiro/2015.

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

O CEP/UFU lembra que:

a- segundo a Resolução 466/12, 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.

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

**Bairro:** Santa Mônica

**CEP:** 38.408-144

**UF:** MG

**Município:** UBERLÂNDIA

**Telefone:** (34)3239-4131

**Fax:** (34)3239-4335

**E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 721.985

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12 ) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

UBERLÂNDIA, 17 de Julho de 2014

---

**Assinado por:**  
**Sandra Terezinha de Farias Furtado**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br