

Renata Afonso da Silva Pereira

**Efeito do uso de ionômero de vidro na câmara pulpar
na deformação de cúspides, resistência à fratura e
tensões geradas em molares tratados
endodonticamente**

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
2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

P436e Pereira, Renata Afonso da Silva, 1971-
2014 Efeito do uso de ionômero de vidro na câmara pulpar na
deformação de cúspides, resistência à fratura e tensões geradas
em molares tratados endodonticamente / Renata Afonso da
Silva Pereira. -- 2014.
99 f. : il.

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

1. Odontologia - Teses. 2. Endodontia - Tratamento - Teses.
I. Soares, Carlos José. II. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. III. Título
CDU:

616.314

Renata Afonso da Silva Pereira

**Efeito do uso do ionômero de vidro na câmara pulpar
na deformação de cúspides, resistência à fratura e
tensões geradas em molares tratados
endodonticamente**

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

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Prof. Dra. Lidiany Karla Azevedo Rodrigues

Uberlândia
2014



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 nº253 - COPOD

Data: 17/02/2014

Discente: Renata Afonso da Silva Pereira matrícula: (112120DO012)

Título do Trabalho: Efeito do protocolo restaurador na deformação de cúspides, resistência à fratura e tensões geradas em molares tratados endodonticamente.

Área de concentração: Clínica Odontológica integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à odontologia

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à odontologia

As quatorze horas do dia **dezesseis de fevereiro do ano de 2014** 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 2014, assim composta: Professores Doutores: Alfredo Júlio Fernandes Neto (UFU); Lidiany Karla Azevedo Rodrigues (UFCE); e Carlos José Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Renata Afonso da Silva Pereira**.

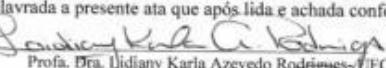
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Carlos José Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de argüição e resposta foram conforme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

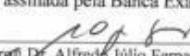
A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadore(a)s, que passaram a argüir o(a) candidato(a). Ultimada a argüição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

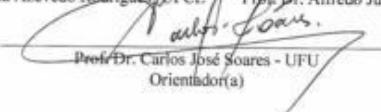
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) provado(a).

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 17 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dra. Lidiany Karla Azevedo Rodrigues - UFCE


Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - UFU


Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU
Orientador(a)

DEDICATÓRIA

A Deus,

Por ter demonstrado que o grande poder na vida é contentamento sempre, é gratidão sempre, é a capacidade de poder tudo. Naquele que nos fortalece; seja no tudo do tudo..., ou seja no tudo do nada... enfim, em qualquer circunstância; e sempre dizendo: “Eu me alegro no Senhor, no Deus da minha salvação”.

Aos meus pais, Orozimbo e Maria Luiza,

Muito obrigada por me ensinar que:

O soberbo cairá...

O humilde aprenderá...

O pobre será farto..

O fraco que não é covarde é fortalecido...

O simples que não é tolo torna-se sábio...

O que renuncia a tudo... de tudo fica livre...

O que ama a tudo o que seja verdade vence todo medo...

O generoso será rico de tudo...

O perdoador será um filho de Deus no mundo...

O que ama, será herdeiro de tudo!

Muito obrigada pela doação, compreensão e pelo amor incondicional!!

Aos meus queridos Emerson, João Vitor e Ana Laura

Através de vocês e por vocês pude enxergar que o amor demanda certa vontade de existir na alma, quanto mais simples for o amor, mais profundo será e que o amor quer apenas ser uma maneira de ver o outro, os outros e a vida. E muito obrigada por terem sido sólidos no amor, constantes na alegria, mostrando que o amor que nos uni é procedência do amor de Deus. *E pela grandeza de sentimentos, superando a minha ausência.*

À minha família

Especialmente aos meus irmãos Leandro e Luciano, juntamente com suas esposas Marise, Thaís e sobrinhas queridas, aos meus tios Valder e Carmem e minha sogra Marisa, pelo amor, apoio e carinho, nessa caminhada, agradeço pelos bons momentos e pelo amor de todos.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Carlos José Soares

Muito obrigada por ter sido um orientador que permitiu pensar e discutir o conhecimento como uma relação entre a vida, a felicidade e a própria educação considerada na interação professor-aluno, por promover a realização das potencialidades dos seus alunos, despertando-os sobre o sentido do ensino, a razão de ser da tarefa de educar. Agradeço pela oportunidade de fazer parte de um processo de educação que foi mediada pela humanização e pelo conhecimento científico, onde aprendi que os limites do educador denotam os limites do mundo. Muito Obrigada!

A minha Coorientadora e amiga Aline Arêdes Bicalho

Não é tarefa fácil entender a dimensão e alcance de sentimento tão abrangente e tão trivial como a amizade. Um amigo é alguém com quem estivemos desde sempre..., Amigo é aquele que, a cada vez, nos faz entrever a meta e que percorre conosco um trecho do caminho e celebrar a vida é somar amigos, experiências e conquistas. Obrigada por tudo!

Aos professores da Faculdade de Odontologia da UFU

Aos Professores do Programa de Pós- Graduação em Odontologia, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pela convivência durante os anos de Pós-Graduação.

Aos funcionários da UFU

Aos amigos Sr. Advaldo, Uilton, Daniela, Graça e Brenda, obrigada pela presteza e orientações.

Às minhas amigas Ana Luiza, Gizella e Isa Maria

Ao lado de vocês a jornada do mestrado foi mais leve, cada uma com sua singularidade têm um lugar no meu coração!

Aos amigos do mestrado da UFU

Obrigada pelo convívio harmonioso e por todos os momentos que ficarão para sempre armazenados em minha memória!!

A outros amigos

Andrea Dolores, Crisnicaw, Bruno Barreto, Luisa, Fabiane, Monise, Camila, Alethéia, Gislayne, Gicelma, Cleomara, Leila, Eliane e Hebe pelo apoio e amizade nesta etapa.

Aos alunos de iniciação científica e graduação

A todos que de alguma forma contribuíram com esta etapa, em especial à Júlia e Mariana.

Aos professores Sinésio Franco e Raphael Rezende Pires

Pelo suporte nos testes de indentaçāo no Laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlāndia.

À Universidade Federal de Uberlāndia

Instituição que possibilitou o acesso à pós-graduação, permitindo que esse conhecimento adquirido, ultrapasse os muros da Universidade.

Ao CNPq,

Pelo apoio financeiro para execução desse trabalho.

À Prefeitura Municipal de Uberlāndia,

Por acreditar que o conhecimento transforma a qualidade de vida da população.

“O saber a gente aprende com os mestres e os livros. A sabedoria se aprende
é com a vida e com os humildes.”

Cora Coralina

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	1
RESUMO	2
ABSTRACT	4
INTRODUÇÃO	5
REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente	9
2.2. Propriedades mecânicas materiais	14
2.3. Contração de polimerização	19
2.4. Extensometria e Deformação de cúspides	22
2.5. Elementos Finitos	25
3. PROPOSIÇÃO	30
4. MATERIAIS E MÉTODOS	32
4.1. Delineamento experimental	33
4.2. Seleção dos dentes	33
4.3. Grupos experimentais	35
4.4. Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal	35
4.5. Preparo cavitário das cavidades Classe II MOD e acesso endodôntico	37
4.6. Protocolos restauração das amostras	38
4.7. Dureza Vickers e módulo de elasticidade	42
4.8. Ensaio mecânico de extensometria - Deformação de cúspides	45
4.9. Resistência à fratura	48
4.10. Contração pós-gel das resinas compostas	50
4.11. Análise por elementos finitos	52
4.12. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	56
5. RESULTADOS	58
6. DISCUSSÃO	68
7. CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	79
ANEXO	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)
mm – Unidade de comprimento (milímetro)
mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)
mm³ – Unidade de área (milímetro cúbico)
min - Unidade de tempo (minuto)
mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)
°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)
KgN – Unidade de força
% – Porcentagem
s – Unidade de tempo (segundo)
h – Unidade de tempo (hora)
PVC – Polivinil cloreto rígido
Nº – Número
µm – Unidade de comprimento (micrômetro)
mW/cm² – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
µS – Unidade de microdeformação (microstrain)
Ω – Unidade de resistência elétrica (ohm)
Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)
Hz – Unidade de frequência (Hertz)
MEF – Método de elementos finitos
MPa – Unidade de força (MegaPascal)
GPa – Unidade de força (GigaPascal)
X – (vezes)
CEP – Comitê de Ética em Pesquisa
UFU – Universidade Federal de Uberlândia
FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
DV- Dureza Vickers

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do protocolo restaurador, definido pelo uso de cimento de ionômero de vidro no preenchimento da câmara pulpar, na deformação de cúspides, na resistência e modo de fratura e tensões residuais de molares tratados endodonticamente, restaurados com restaurações diretas em resina composta. Quarenta e cinco molares humanos com dimensões e geometrias padronizadas receberam cavidades classe II mésio-oclusal-distal associado ao tratamento endodôntico e foram restaurados utilizando três protocolos restauradores: RC, restauração por técnica incremental utilizando apenas resina composta (Filtek Z350 XT, 3M ESPE); RMGI+RC, usando ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M-ESPE) para preencher a câmara pulpar e Filtek Z350 XT para preencher cavidade MOD; GI+RC, usando ionômero de vidro convencional (Ketac Fill, 3M-ESPE) para preencher a câmara pulpar e Filtek Z350 XT para preencher cavidade MOD. Deformação de cúspide (DC) foi medida durante a restauração utilizando extensômetros, em seguida os mesmos dentes restaurados foram submetidos à resistência à fratura (RF) por meio de ensaio de compressão axial. O modo de fratura foi analisado pelo nível de comprometimento da estrutura dental. O módulo de elasticidade (E) e a dureza de Vickers (DV) dos materiais restauradores foram determinados em diferentes profundidades utilizando indentação dinâmica. Os protocolos restauradores foram simulados em análise de elementos finitos bidimensionais (FEA) e as tensões mensuradas por meio do critério de Von Mises modificado. Os valores de DC, E, DV e de RF foram analisados estatisticamente por meio de parcelas subdivididas análise de variância e teste de Tukey ($P = 0,05$). Tensões residuais de contração influenciadas pelo carregamento foram analisadas qualitativamente e quantitativamente. A DC foi maior e a resistência à fratura foi menor quando se utiliza apenas resina composta em comparação com as técnicas que utilizaram associação de ionômero de vidro no preenchimento da câmara pulpar. Os valores de E, DV medidos na câmara pulpar foram significativamente menores para ionômero de vidro quando comparada a resina composta. A análise do AEF mostrou que a técnica de resina composta (RC) resultou em maiores tensões residual no esmalte e na dentina radicular

próximo à câmara pulpar do que a técnica de preenchimento de ionômero de vidro (RMGI+RC e GI+RC). Os protocolos restauradores testados modificaram significativamente o comportamento biomecânico de molares tratados endodonticamente. O uso de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina no preenchimento da câmara pulpar beneficia o comportamento biomecânico de molares restaurados tratados endodonticamente e restaurados com resina composta.

Palavras chave: ionômero de vidro, resina composta, tratamento endodôntico, análise por elementos finitos; extensometria; resistência à fratura; contração de polimerização, dureza Vickers.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of restorative protocol on the cuspal strain (CS), fracture resistance (FR), residual stress and mechanical properties of the composites at various depths in endodontically treated molars restored with different protocols. Forty five human molars received standardized Class II mesio-occlusal-distal cavity preparations and endodontic treatment followed by direct restorations using three restorative protocols: CR, using only Filtek Supreme, 3M-ESPE; RMGI+CR, using Vitremer, 3M-ESPE to fill pulp chamber and Filtek Supreme to fill MOD cavity; GI+CR, using Ketac Fill, 3M-ESPE to fill pulp chamber and Filtek Supreme to fill MOD cavity. CS was measured using strain gauges, after which the same restored teeth were used to FR. The elastic modulus (E) and Vickers hardness (VH) at different depths were determined from dynamic microhardness indentations. The restorative protocols were simulated in a two-dimensional FEA. The values of CS, E, VH and FR were statistically analyzed using a split-plot analysis of variance and Tukey's test ($P = 0.05$). Residual stresses of contraction influenced by loading were analyzed qualitatively and quantitatively. The CS was higher when using composite resin. The fracture resistance was lower used techniques that used glass ionomer, The E, VH measured on the pulp chamber was significantly lower for glass ionomer. The FEA showed composite resin filling technique resulted in higher stresses at the enamel and at root dentin close to pulp chamber than the filling technique glass ionomer. In conclusion the restorative protocols tested modified significantly the biomechanics behavior of endodontic treated molars. Therefore, it is important to use the glass ionomer to fill the pulp chamber and complete de restoration using incrementally filling technique using composite resin because this combination is beneficial in reducing cuspal strain and increasing the fracture resistance and therefore it is recommended when endodontically treated molar teeth undergo direct restoration with resin composite.

Key words: glass ionomer cement, composite resin, strain gauge, fracture resistance, post-gel shrinkage, Vickers hardness, finite element analysis.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A manutenção e preservação dos tecidos dentários são de grande valia no processo terapêutico dos dentes acometidos por tratamentos endodônticos. Neste contexto, evitar restaurações indiretas que proporcionam cobertura de cúspide é recomendado porque causam grande remoção da estrutura do dente, além do custo elevado (Taha et al., 2011).

Dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fratura em relação ao dente hígido (Hansen et al., 1990) devido a alterações nas propriedades mecânicas da dentina quando submetida ao tratamento endodôntico (Soares et al., 2007). Associa-se ainda a perda de estrutura ou rompimento do teto da câmara pulpar. A reconstrução do estado de tensão e deformação do dente tratado endodonticamente deve ser realizada com materiais que resistam às tensões induzidas pelos esforços mastigatórios. As resinas compostas têm sido consideradas por muitos estudos como os materiais que proporcionam melhor resistência à fratura quando usado em restaurações diretas de dentes posteriores (Eakle, 1986; Soares et al., 2008).

A contração de polimerização dos materiais tem importância clínica devido à tensão transitória e residual que são introduzidas durante a restauração do dente (Cadenaro et al., 2008). No entanto, quando a estrutura dental é sujeita a aplicação direta de carga, no seu interior podem ocorrer diversos fenômenos, dependentes entre si, gerando concentração e dissipação de tensões (Versluis et al., 2004). Dependendo da geometria da estrutura, das propriedades mecânicas dos materiais e da intensidade de carga aplicada, as tensões podem gerar deformações elásticas e plásticas capazes de promover falha da estrutura (Soares et al., 2006).

Os dentes posteriores sofrem deformação de cúspides sob cargas devido ao seu desenho estrutural (Campodonico et al., 2011). Com o tratamento endodôntico, as cúspides tornam-se enfraquecidas resultando em maior deformação estrutural sob cargas mastigatórias (Moorthy et al., 2012) levando ao aumento das tensões e consequente potencialização da ocorrência de fratura da estrutura dental (Soares et al., 2008).

Técnicas restauradoras, combinando diferentes materiais têm sido

sugeridas com o objetivo de reduzir as tensões geradas na interface adesiva (Haak et al., 2003; Figueiredo et al., 2003). A resina composta tem sido o material de eleição para restaurações diretas em de dentes posteriores tratados endodonticamente (Mannocci et al., 2005). Porém, não existe consenso na literatura sobre qual material mais adequado para realizar o preenchimento da câmara pulpar (Mannocci et al., 2005). A inserção de materiais com baixo módulo de elasticidade podem atenuar as tensões geradas durante a contração de polimerização e carregamento. O emprego de cimento ionômero de vidro convencional ou modificado por resina pode diminuir o volume de resina composta necessária para restaurar a cavidade podendo diminuir as tensões geradas pela contração de polimerização (Krejci et al., 2000).

É escasso na literatura estudos que analisem protocolos restauradores em dentes posteriores tratados endodonticamente de forma integrada, avaliando o efeito das associações de materiais restauradores, nas propriedades mecânicas destes materiais, deformação de cúspide, resistência e modo de fratura e geração de tensões que podem representar redução na integridade estrutural do complexo dente/restauração. Evidencia-se então a necessidade de estudos utilizando metodologia específica para análise de deformação e tensões avaliando protocolos restauradores para dentes tratados endodonticamente. A compreensão dos mecanismos envolvidos na contração de polimerização e o comportamento biomecânico da estrutura dental e do complexo restaurador frente às propriedades mecânicas são imperativos neste processo. Desta forma, parece oportuno avaliar a influência do uso de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina como material restaurador da câmara pulpar na deformação de cúspide, resistência à fratura e tensões geradas em molares com envolvimento endodôntico restaurado com diferentes materiais.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente

Mondelli et al. (1980), demonstraram que os valores para a resistência à fratura da coroa dental diminuem progressivamente à medida que quantidades de dentina e esmalte são removidos. Todos os preparamos oclusais diminuíram a resistência do dente na proporção que a largura da cavidade aumentava, porém, para preparamos oclusais de mesma largura em Classe I e Classe II, a resistência à fratura é maior nas cavidades Classe I. Concluíram que a largura do istmo foi fator estatisticamente significativo. Preparamos Classe II devem apresentar istmo oclusal com largura de 1/4 ou até 1/3 da distância intercuspídea. Para istmos maiores que a metade desta distância, restaurações com proteção de cúspide estão indicadas.

O estudo de Reeh et al. (1989), avaliaram a consequência dos procedimentos endodônticos e restauradores na perda da resistência à fratura das estruturas dentais. Com o auxílio de dispositivo servo-hidráulico foram geradas cargas oclusais, não destrutivas, em segundos pré-molares superiores. No esmalte vestibular e palatino, acima da junção cemento-esmalte, foi fixado dispositivo medidor da tensão de esforço (rigidez). Curva de tensão e deformação foi gerada antes a após os diferentes procedimentos realizados. Dois conjuntos de procedimentos foram realizados: 1- (a) hígido; (b) acesso endodôntico; (c) instrumentação dos canais; (d) obturação dos canais; (e) preparo cavitário MOD; 2- (a) hígido; (b) preparo cavitário oclusal; (c) preparo cavitário de duas superfícies; (d) preparo cavitário MOD; (e) acesso endodôntico; (f) instrumentação dos canais e (g) obturação dos canais. Procedimentos endodônticos isolados tiveram pouca influência na rigidez, reduzindo em apenas 5%. Quando preparo MOD foi realizado, houve redução de 69% da rigidez original. No segundo grupo de dentes, os preparamos cavitários foram realizados em sequência. A abertura oclusal do preparo foi de 1/3 da distância intercuspídea e resultou em redução de 20% da rigidez. Quando uma das cristas marginais foi removida, houve redução de 46% da rigidez e, quando o preparo MOD foi realizado, redução de 63%. Os autores concluíram que os

procedimentos endodônticos produziram redução de apenas 5% na rigidez, enquanto que a perda de ambas as cristas marginais contribuíram diretamente para a perda de resistência do dente.

Para avaliar o efeito dos procedimentos adesivos na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, Steele & Johnson (1999), selecionaram 46 pré-molares extraídos que foram divididos em sete grupos de acordo com o tipo de tratamento realizado: Grupo 1- hígido; Grupo 2- dente com acesso endodôntico padrão; grupo 3- preparo cavitário tipo MOD, acesso endodôntico amplo, instrumentação das raízes até o diâmetro das limas em 30 a 40 e obturação com guta percha pela técnica de condensação lateral; Grupo 4- mesmo preparo do grupo 3 e restauração com amalgama de prata; grupo 5- mesmo procedimento do grupo 4, mas antes da aplicação de amalgama as estruturas de esmalte e dentina foram tratadas com ácido cítrico e sistema adesivo Amalgambond (Parkell); grupo 6 - mesmo preparo do grupo 3, mas com condicionamento das estruturas dentais com ácido fosfórico a 37%, aplicação de sistema adesivo (Scotchbond, 3M) e restauração com resina composta (Prisma APH, Caulk) pela técnica incremental; grupo 7- restauração igual ao grupo 6 e aplicação de adesivo à base de 4-META. Os dentes foram montados verticalmente em cilindros metálicos e fixados com resina acrílica 1mm abaixo da junção cimento-esmalte. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de compressão em máquina de ensaio universal com velocidade constante de 0,75 mm/min. O grupo 1 apresentou a maior média de resistência à fratura (83,0 Kgf), e o grupo 3 apresentou a menor média (34,2 Kgf). Os grupos 1 e 2 foram similares na resistência à fratura, e os outros grupos não diferiram estatisticamente entre eles.

Takahashi et al. (2001), avaliaram o aumento da resistência à fratura de pré-molares superiores com acesso endodôntico, restaurados em resina composta com cobertura de cúspide. Foram utilizados 40 pré-molares superiores humanos, divididos em 4 grupos: I dentes hígidos; II dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD, restaurados em resina composta, sem cobertura de cúspide; III dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD e redução de cúspide, restaurados em resina composta, com cobertura de cúspide; IV dentes com acesso endodôntico, com preparo MOD, sem receber restauração. Os corpos-de-prova foram submetidos a teste de compressão até

fratura e os resultados foram submetidos a análise de variância e comparados pelo teste de Tukey. Conclui-se que os dentes do grupo III (restaurados com cobertura de cúspide) apresentaram maior resistência à fratura, com valores significativos em relação aos dentes do grupo II (restaurados sem cobertura de cúspide) e IV (só preparo cavitário sem restauração). A restauração em resina composta direta com cobertura de cúspide pode ser considerada alternativa restauradora para dentes pré-molares submetida à terapia endodôntica.

Cerutti et al. (2004), enfatizaram que o tratamento endodôntico e os preparos MOD aumentam a tendência da deflexão das cúspides sob forças mecânicas. Relataram que tensões repetitivas reduzem a resistência à fratura, causando a fratura do dente mesmo sob forças inferiores àquelas necessárias para fraturar dente hígido. Portanto, é importante que a restauração coronária tenha a capacidade de restabelecer a rigidez original do dente para reduzir a fadiga mecânica das cúspides. A deflexão de cúspides foi avaliada técnica não destrutiva com aparelho de sensor a laser. O quanto às cúspides são enfraquecidas pelo tratamento endodôntico e a efetividade dos sistemas adesivos na redução da deflexão das cúspides em relação a diferentes procedimentos restauradores foi mensurada. Carga oclusal de 98-294 N foi aplicada sobre pré-molares superiores com tratamento endodôntico e restaurados com os seguintes materiais: 1) amálgama; 2) Spectrum TPH; 3) Surefil; 4) Esthet-X; 5) Esthet-X + Dyract Flow. Concluiram que as restaurações adesivas devolveram a rigidez à estrutura dentária numa faixa de 54% (Esthet-X) a 99% (Esthet-X + Dyract Flow). A restauração de amálgama devolveu apenas 17% a rigidez à estrutura dentária.

Soares et al. (2004), consideraram que o tipo de restauração pode influenciar a resistência à fratura do elemento dentário. Avaliaram a resistência à fratura de 60 molares inferiores restaurados com quatro diferentes tipos de restaurações adesivas: cerâmica feldspática (Duceram LFC) e três resinas composta laboratorial (Solidex, Artglass e Targis). Foram confeccionadas e cimentadas restaurações MOD. Os corpos-de-prova foram submetidos à carga axial de compressão com velocidade de 0,5 mm/minuto empregando uma esfera de aço de 4 mm de diâmetro. O tipo de fratura foi avaliado pela seguinte classificação: tipo 1 – fratura isolada da restauração; tipo 2 – fratura da restauração envolvendo uma pequena porção do dente; tipo 3 – fratura da

restauração e menos da metade do dente, sem envolvimento periodontal; tipo 4 – fratura que envolve mais da metade do dente, mas sem envolvimento periodontal; tipo 5 – fratura de mais da metade da restauração, com envolvimento periodontal e com prognóstico duvidoso em relação a manter o elemento dentário na boca. A análise estatística demonstrou que os dentes restaurados com cerâmica (205,44 Kgf) apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior do que os outros grupos (Targis: 304,23 Kgf; Artglass: 299,87 Kgf; Solidex: 293,16 Kgf), os quais não diferiram estatisticamente entre si. Entretanto, em relação ao tipo de fratura, o grupo restaurado com cerâmica foi o que apresentou mais fraturas tipo 1, enquanto que, os grupos com restaurações de resina apresentaram um maior número de fraturas com envolvimento periodontal, sendo que para duas resinas o maior número de fraturas ocorreu no tipo 5, com consequências mais catastróficas para o seu prognóstico.

Soares et al. (2006), avaliaram a influência do sistema restaurador e do tratamento endodôntico na resistência à fratura de dentes posteriores. Para esse estudo foram utilizados 50 pré-molares unirradiculares, com simulação do ligamento periodontal, e divididos em 5 grupos: G1 – dente íntegro, G2 – preparo MOD, G3 – preparo MOD com restauração de resina composta, G4 – MOD com tratamento endodôntico, G5 – MOD tratamento endodôntico e restauração com resina composta. Foi realizado o teste de compressão com uma barra de aço de 6 mm colocado no centro do dente e apoiado somente nas cúspides vestibular e lingual. Este estudo demonstrou que a conservação estrutural é crucial para oferecer resistência ao dente. A remoção de dentina reduz a resistência à fratura e promove alteração na distribuição de tensões e o uso de restaurações adesivas é recomendado para reforçar o restante da estrutura dental.

Soares et al. (2008), avaliaram o efeito do tratamento restaurador e endodôntico na resistência à fratura de 50 pré-molares superiores. Os dentes foram divididos em 5 grupos (n=10): dentes intactos (G1), dentes com preparo MOD (G2), dentes com preparo MOD e restaurados com resina composta (G3), dentes com preparo MOD e tratamento endodôntico (G4) e dentes com preparo MOD, tratamento endodôntico e restauração com resina composta (G5). Os dentes foram submetidos a uma carga axial de compressão em máquina de

ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. Os padrões de fratura foram analisados em quatro níveis. Foi utilizada a metodologia de elementos finitos para analisar a distribuição de tensão. Concluíram que a resistência à fratura do grupo de dentes hígidos (G1) foi significativamente superior ao grupo de dentes com preparo cavitário (G2), com preparo e endodontia (G4) e com preparo, endodontia e restauração com resina composta (G5). A resistência à fratura do grupo de dentes com preparo cavitário e restauração com resina composta (G3) foi superior à resistência à fratura dos dentes sem restauração (G2 e G4). Os resultados demonstraram que a resistência dentária é completamente mantida quando o preparo MOD é restaurado com resina composta, mas que essa resistência é apenas parcialmente restabelecida se este dente apresentar tratamento endodôntico. O tratamento endodôntico e a restauração de resina composta influenciaram a distribuição de estresse na estrutura dentária. Os autores concluíram que a restauração de resina composta desempenha importante papel no restabelecimento da resistência da estrutura dentária. Em relação ao tipo de fratura, a restauração em dentes tratados endodonticamente aumentou a incidência de envolvimento periodontal quando comparada à restauração em dentes sem endodontia.

Taha et al. (2011), compararam as fraturas de dentes tratados endodonticamente, com diferentes preparos cavitários e restaurados com resina composta; 80 pré-molares superiores extraídos foram divididos aleatoriamente em oito grupos; (1) dentes intactos, (2) cavidade MOD restaurado, (3) cavidade MOD restaurado mais acesso endodôntico; (4) cavidade MOD restaurado além de acesso endodôntico com paredes axiais removidas; (5) cavidade MOD restaurado com resina composta; (6) cavidade MOD além de acesso endodôntico, resina MOD (7) além de acesso endodôntico extenso, resina composta; (8) MOD mais acesso endodôntico extensa, GIC núcleo e resina composta. Uma carga oblíqua em rampa foi aplicada à cúspide vestibular em uma máquina de ensaio. Carga da fratura e tipo de padrão de fratura foi registrada. Cargas de fratura foram comparadas estatisticamente utilizando uma ANOVA, com o teste de Dunnett para comparações múltiplas. Resultados: Dentes não restaurados tornou-se progressivamente mais fraco com os preparos mais extensos. Acesso endodôntico confinado dentro da parede oclusal não afetou significativamente a

força em comparação com uma cavidade MOD. A perda das paredes axiais os dentes foram enfraquecidos consideravelmente [292 + 80 N VS 747 + 130 N para os dentes intactos]. A restauração aumentou a resistência de dentes principalmente em dentes sem paredes axiais. Dentes com um GIC núcleo não foram significativamente mais fracos do que dentes intactos [560 + 167 N]. Falhas foram principalmente na interface adesiva vestibular, com fraturas, com propagação do ângulo da linha bucal do piso oclusal (MOD e MOD mais grupos de acesso) ou da caixa proximal (parede axial removido). Os autores concluem que as restaurações diretas aumentam à resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com amplo acesso endodôntico. Ambos os dentes, restaurados e não restaurados mostrou padrões de fratura semelhantes.

2.2 Propriedades mecânicas materiais

2.2.1. Ionômero de vidro

Wilson e Kent, em 1972, apresentaram um trabalho com resultados iniciais sobre um novo cimento translúcido, obtido através da reação entre íons de vidro lixiviáveis e uma solução aquosa de ácido poliacrílico “cimento de ionômero de vidro”, sendo consideradas suas aplicações em procedimentos restauradores na odontologia, bem como seu mecanismo de geleificação.

Neste estudo, Bullard, Leinfelder e Russel, no ano de 1988, examinaram a relação entre coeficiente térmico e microinfiltração. Foram selecionados seis materiais restauradores com variados coeficientes de expansão térmica, sendo os mesmos sujeitados a termociclagem em corante de fuccina e comparados quanto aos índices de microinfiltração relativa. Os resultados demonstraram que o uso de materiais restauradores com pequenos coeficientes de expansão térmica, como o ionômero de vidro, pode controlar a microinfiltração em procedimentos restauradores.

Mount (1993) relatou que as técnicas de inserção influenciam nas propriedades e no sucesso da utilização do cimento de ionômero de vidro dual. O autor descreve que as maiores vantagens do cimento de ionômero de vidro são suas trocas iônicas com o esmalte e com a dentina e sua contínua liberação de flúor, a qual age como um agente efetivo anticariogênico. Também cita que um novo cimento dual a base de CIV (ativado pela luz) melhorou as

propriedades físicas e estéticas, assim sendo, facilitou os processos de inserção do cimento na cavidade. O autor ainda refere-se ao cimento como cimento dual, ideal para a técnica do sanduíche nos casos em que a caixa oclusal é extensa, a qual o cimento é utilizado substituindo a dentina perdida e funcionando como agente forrador da dentina remanescente sob a resina composta.

Interessados em entender o comportamento viscoelástico dos materiais dentários, Dauviller et al. (2000), estudaram algumas propriedades do processo de polimerização, tanto em resina composta como em um cimento de ionômero de vidro convencional. Os autores ressaltaram que o estresse de contração de polimerização é ainda um dos maiores problemas na odontologia adesiva, pois, promovem a perda da adesão do material às paredes da cavidade e forma fendas marginal. A velocidade de formação de estresse e o estresse máximo dependem do comportamento viscoelástico dos materiais dentários durante a polimerização. Após a obtenção dos espécimes, os mesmos foram sujeitados ao teste de tensão cíclica e periódica, transcorrido os primeiros 60 minutos de polimerização. Foi observado que, tanto módulo de elasticidade como viscosidade foram desenvolvidos rapidamente no material resinoso, enquanto que no CIV, se mantiveram quase constantes. A liberação do estresse é uma propriedade importante dos materiais e envolve a diminuição gradual do estresse a uma tensão constante através do escoamento do material. Os resultados deste trabalho mostraram que Cimento de ionômero de vidro poderia ser mais eficiente que as resinas compostas em reduzir o estresse de contração através do escoamento do material nas suas superfícies livres. O estresse de contração durante os 15 minutos seria menor possibilitando que a adesão seja formada adequadamente e seja mantida intacta enquanto a rigidez final do cimento é alcançada.

Aratani et al. (2005), objetivaram neste estudo avaliar a resistência à compressão dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina Fuji II LC e Vitremer, nas relações pó/líquido 1:1, 1:2 e 1:3, variando o período de estocagem em água destilada a 37º C. (24 horas, 7 e 28 dias) Os CP's foram fotoativados pela unidade (XL 2500 - 3M), com intensidade de 750mW/cm²/40 seg, após a remoção dos CP's da matriz uma fotoativação adicional de 40 seg era realizado lateralmente. Os CP's foram submetidos à compressão em

máquina de ensaio Instron, à velocidade de 1,0 mm/min até a falha. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%), e mostraram que a resistência à compressão do cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi reduzida quando a relação P/L foi diminuída e que o processo de armazenagem em água destilada teve pouca influência na resistência à compressão.

A resistência à tração diametral, segundo Anusavice (2005), deve ser usada para materiais que apresentem deformação elástica e pouca ou nenhuma deformação plástica. O mesmo autor compara a resistência à tração diametral de cimentos de ionômero de vidro convencional e modificado por resina, apresentando resistência maior os modificados por resina. O aumento da resistência é atribuído à maior quantidade de deformação plástica antes que a fratura ocorra.

Schmage et al. (2009), avaliaram a resistência ao desgaste de dezesseis materiais utilizados para construção de núcleos, sendo dois cimentos de ionômero de vidro (Ketac™ Molar- 3M/ESPE e Ketac™ Fil-3M/ESPE), dez resinas para núcleo e quatro resinas compostas. Foi mensurada dureza Vickers (HV) com uma carga de um Newton (N) por 10 s e avaliadas a rugosidade superficial pelo parâmetro Ra e o aspecto da superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os valores de ambos os parâmetros foram obtidos antes e após o desgaste de 2.000 ciclos com equipamento específico. Após análise dos dados foi possível verificar que os materiais tiveram valores de desgaste entre 40 e 90 μm , sendo os valores dos cimentos ionoméricos entre 60 e 75 μm . Os valores de rugosidade superficial dos cimentos de ionômero de vidro foram os maiores, sendo os valores do Ketac™ Fil maiores que os valores do Ketac™ Molar. Os valores de HV dos cimentos de ionômero de vidro ficaram próximos dos outros materiais ficando todos entre 45 e 55. As imagens da microscopia eletrônica de varredura (MEV) demonstraram que os materiais resinosos têm superfície mais homogênea que os cimentos de ionômero de vidro. Concluíram que as resinas para núcleo e as resinas compostas são mais resistentes que os cimentos de ionômero de vidro sendo mais indicadas para reconstrução dos dentes com finalidade protética.

2.2.2. Resinas Compostas

Ferracane et al. em 1995, avaliaram a dureza e módulo de elasticidade da resina composta Filtek Z100 após período de envelhecimento em água de 1, 7, 30, 60 e 180 dias, a 37°C. Observaram que em até 30 dias de armazenagem os espécimes apresentaram reduções significativas nos valores de dureza (média de 16% a 22%), módulo de elasticidade (média de 11%) e resistência à flexão (média de 25% a 29%). Após 30 dias os efeitos do envelhecimento não foram significantes. No entanto, o tratamento térmico de polimerização leva a melhoria nas propriedades dos compósitos, no entanto este é em curto prazo, pois a imersão em água altera a matriz da resina.

Com o objetivo de avaliar a influencia das simulações de condições de temperatura e umidade nas propriedades flexurais de resinas compostas, Walker et al. (2005), utilizaram três resinas compostas (Z250 – 3M/ESPE; TPH Spectrum – Dentsply e Prodigy – Kerr) sendo processo de fotoativação realizado pela unidade Elipar TriLight – 3M/ESPE com intensidade de 600 mW/cm² /20 seg, perfazendo 120 seg para cada CP. Os grupos foram obtidos sob simulação de condições laboratoriais (temperatura - 22°C e unidade relativa – 47%) e condições intraorais (temperatura - 35°C e unidade relativa – 90%) por meio de um dispositivo denominado Plas-Labs (Lansing, MI, USA). Os resultados obtidos no teste flexural foram analisados pelo teste ANOVA e Fisher (P = 0,05) para comparar o módulo flexural e a resistência à flexão considerando as condições de temperatura e umidade simuladas. Os resultados indicaram uma diferença estatística significante para resistência à flexão, módulo flexural bem como para a simulação sofrida pelo material, onde Z250 = TPH Spectrum > Prodigy. Considerando as simulações intraoral e laboratorial sofrida pelas resinas compostas, observou-se um aumento significativo nas propriedades mecânicas para o grupo que sofreu simulação intraoral. Diante disso, concluiu-se que, a simulação das condições de temperatura/umidade pode ser importante para resultados de testes “in vitro”, desde que estes resultados possam refletir uma melhoria nas propriedades mecânicas em resinas compostas para sua utilização clínica.

Garcia et al.(2006), afirmam que mais recentemente, a nanotecnologia tem levado ao desenvolvimento de uma nova categoria de resinas compostas: as resinas compostas nanoparticuladas. A incorporação de

partículas muito pequenas (5 – 20nm) em conjunto com aglomerados (0,6 – 1,4 µm) de nanopartículas de zircônia e sílica permite a sua indicação para dentes anteriores e posteriores apresentando simultaneamente propriedades óticas que conseguem mimetizar as diferentes características encontradas nos dentes naturais e propriedades mecânicas aperfeiçoadas. As nano híbridas são também uma nova categoria de resinas compostas, com a incorporação de nano partículas dentro das resinas micro-híbridas. Já as resinas compostas microparticuladas conseguem atingir graus de translucidez, lisura e polimento. Propriedades extremamente desejáveis para reproduzir o esmalte vestibular de dentes anteriores.

Segundo Baudin et al. (2009), dureza e Módulo de Young são os parâmetros mais utilizados para caracterizar resinas compostas dentais. Ambas as propriedades tendem a aumentar em relação direta com a quantidade do conteúdo de carga. Acoplamento matriz-carga é também um fator determinante para módulo de Young e dureza. O efeito do tamanho e forma do enchimento também pode influenciar essas propriedades.

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

Soares et al. 2013, investigaram se o tipo de preenchimento através da técnica incremental, módulo de elasticidade e contração pós -gel de diferentes resinas compostas dentais afetam a tensão de contração residual

em pré-molares. Dezesseis dentes posteriores foram testados. Módulo de elasticidade e dureza Knoop foram medidos por meio de testes de dureza Knoop ($n = 10$). Extensômetro foi utilizado para medir a contração pós-gel ($n = 10$). Duas técnicas incrementais, horizontal e oblíqua, foram aplicados em modelo de elementos finitos de um pré-molar, em combinação com as propriedades determinadas experimentalmente para avaliar as condições de tensão ao longo da interface da restauração e dentro das estruturas materiais. As propriedades mecânicas e da contração pós-gel variou significativamente entre os compósitos testados. A tensão de contração calculada mostrou uma forte correlação com a contração pós-gel e uma menor correlação com o módulo de elasticidade. A técnica de incremento oblíquo resultou em uma menor tensão de contração residual no esmalte e dentina e ao longo do esmalte/interface do composto em comparação com a técnica horizontal. Concluiu-se que a tensão residual variou significativamente entre os compósitos odontológicos indicados para restaurar dentes posteriores. Tensão de polimerização está correlacionada com contração pós-gel. Em geral as técnicas de incremento oblíquas resultaram em tensões residuais menores do que os incrementos horizontais.

2.3. Contração de polimerização

Attin et al. (1995), avaliaram a contração de polimerização e alterações volumétricas de seis ionômeros de vidro (Dyract, DeTrey Dentsply; Fuji II LC, GC Dental Int; Ionosit Fil, DMG; VariGlass VLC, DeTrey Dentsply; Vitremer, 3M Dental Products; Photac- Fil, ESPE), comparado à resina composta híbrida (Blendax) e ao ionômero de vidro quimicamente ativado (ChemFil Superior, DeTrey Dentsply). A contração foi determinada 5 minutos e 24 horas depois da polimerização. As alterações volumétricas foram verificadas depois de 14 e 28 dias de armazenamento em água. A contração de polimerização dos ionômeros de vidro modificados por resina foi maior que para a resina composta híbrida e o ionômero quimicamente ativado. Depois de 28 dias de armazenamento em água, o ionômero de modificado por resina apresentou maior expansão volumétrica que o ionômero quimicamente ativado. Os materiais ionoméricos apresentaram maior incorporação de água que a resina composta. Os autores destacaram que a alta contração de

polimerização do ionômero de modificado por resina pode prejudicar a integridade marginal.

Versluis et al. em 1996, realizaram estudo para certificar se o uso de técnica incremental nas restaurações reflete em diminuição das tensões de contração da resina na estrutura dental remanescente. Para isto utilizaram modelos numéricos de elementos finitos para representar o desenvolvimento dos campos de tensões de diferentes técnicas restauradoras incrementais. Foi observado que em restaurações com adequada resistência de união entre o compósito e o substrato, a técnica incremental aumenta a deformação dos dentes. Esta deformação é causada pela somatória das tensões acumuladas em cada incremento que leva a deformação gradual da estrutura dentária. Isto leva à redução do volume de resina total necessário na cavidade, entretanto, causa alta concentração de tensão na interface dente-restauração.

Carvalho et al. (1996), em uma revisão de literatura sobre contração de polimerização afirmaram que a inserção da resina composta nos preparamos cavitários leva a competição entre a força de contração de polimerização e a força de adesão à estrutura dental. Relataram que a velocidade de formação da tensão de polimerização pode ser controlada pelo fator C, uso de bases de forramento, tamanho, forma, posição dos incrementos inseridos na cavidade e ainda, ser conseguido, segundo os autores, mantendo o fator C como o mais reduzido possível, utilizando resina quimicamente ativada, bases com baixo módulo de elasticidade e com o passar dos anos, através do controle de sorção de água. Os autores concluíram que o entendimento desses princípios permite ao clínico obter maior controle da tensão de polimerização melhorando a qualidade das restaurações.

Kim et al. (1998), determinaram as propriedades físicas e resistência adesiva ao cisalhamento do ionômero de vidro convencional comparado aos ionômeros de vidro modificados por resina. Os autores verificaram que cerca de 99% da contração de polimerização na ausência de umidade ocorreram nas primeiras 24 horas da reação. O ionômero de vidro convencional apresentou contração de polimerização cerca de sete vezes maior e expansão volumétrica cerca de 2,5 vezes maior que os ionômeros de vidros modificados por resina. A resistência adesiva ao cisalhamento tanto no esmalte quanto na dentina, foi

maior para os ionômeros de vidros modificados por resina, exceto para dentina do ionômero de vidro modificado por resina, Vitrebond.

Chutinan et al., (2004), avaliaram a influência das alterações dimensionais de seis preenchimento usando o princípio de Arquimedes. Os materiais utilizados foram: resinas compostas duais (CoreStore and Build-It FR), ionômero de vidro reforçado por prata (Ketac-Silver) e ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC Core). As alterações dimensionais foram medidas em intervalos de 1, 14 e 56 dias. Todos os materiais exibiram alterações dimensionais, sendo que Ketac Silver exibiu as maiores contrações de polimerização e Fuji II LC apresentou a maior expansão em água destilada. Os materiais ionoméricos mostraram maiores alterações volumétricas que a resina composta.

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

Tantbirojn et al. (2011), avaliaram o efeito do pré-aquecimento da resina e duração de fotopolimerizável sobre a dureza e contração pós-gel. Foram usados as resinas Filteks Z250 e Z350 XT (3M-ESPE) pré-aquecidas em um dispositivo (AdDent) a temperatura de 68° C antes de ser fotopolimerizada por 5, 10, 20 ou 40 segundos. A dureza Vickers do topo (0 mm) e superfície inferior (2 mm) das amostras foi determinada 5 minutos após a polimerização. A contração pós-gel das resinas durante a polimerização foram medidas por extensometria. Os autores concluíram que nas condições experimentais deste estudo, o pré-aquecimento dos compósitos causaram um ligeiro aumento nos valores de dureza e não afetou negativamente a contração pós-gel. Reduzir o tempo de polimerização, no entanto, diminuiu

significativamente a dureza, tanto no topo (0 mm), quanto na superfície inferior (2mm) da restauração. Os clínicos devem assegurar a fotopolimerização suficiente para obter boas propriedades mecânicas em vez de depender do pré-aquecimento do material

Em 2014, Boroujeni et al. avaliaram o efeito do fator de configuração (fator-C) na formação de fendas em uma resina composta híbrida , uma resina composta de baixa contração e um material restaurador de ionômero de vidro modificado resina. Cavidades cilíndricas de dentina com 5,0mm de diâmetro e três profundidades diferentes (1,0, 2,0 e 3,0mm) foram preparadas na superfície oclusal de 99 molares humanos distribuídos em três grupos (cada um de 33). Cada grupo continha três subgrupos dependendo das diferentes profundidades e, em seguida, as cavidades foram restauradas com ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC Improved) e duas resinas compostas (P90 e Filtek Z250). Em seguida, as restaurações foram cortadas em duas secções no sentido mesiodistal, no meio de restaurações. Gaps foram medidos na base mesial, distal e pulpar das cavidades, utilizando um microscópio estereoscópico. A análise dos dados por meio de testes de Mann- Whitney e Kruskal- Wallist mostrou que aumentar o fator-C de 1,8 para 3,4 não teve efeito sobre a formação de fendas nos dois tipos de resinas compostas, mas Fuji II LC Improved mostrou efeito significativo do aumento do fator C na formação de fendas. Embora, restaurações P90 Filtek mostrou formação de fendas menores nas paredes cavitárias em comparação com restaurações Z250. Concluindo que valores altos de fator C gera maior formação de fendas. Compósito baseado em Silorano foi mais eficiente para a selagem de cavidades do que compósito à base de metacrilato e modificado por resina de ionômero de vidro.

2.4. Extensometria e Deformação de cúspides

Morin e Douglas (1984) mensuraram a deflexão das cúspides em pré-molares superiores com cavidade MOD, comparando restaurações de resina composta e amálgama. Os medidores de tensão, “strain gauges”, foram colados nas cúspides vestibulares através do condicionamento ácido e sistema adesivo. Foi aplicada uma força perpendicular com uma esfera de aço de diâmetro de 6,3 mm nas cúspides vestibular e lingual não atingindo a restauração. Foi aplicada uma carga de 74,1 N/s até a carga máxima de 222,4

N/s. Duas restaurações adesivas e três não adesivas foram testadas em cada dente. As duas restaurações adesivas mostraram valores de reforço de estrutura dentária (menor deslocamento da cúspide) significativamente mais altos do que as técnicas não adesivas. Os autores encontraram que a deformação da cúspide sob carga oclusal em restaurações adesivas mostrou muito menos estresse quando comparada com a deformação de dentes restaurados com técnica não adesiva.

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

Cerutti et al. (2004), enfatizaram que o tratamento endodôntico e os preparos MOD aumentam a tendência da deflexão das cúspides sob forças mecânicas. Relataram que os estresses repetitivos podem reduzir a resistência à fratura, causando a fratura do dente mesmo sob forças inferiores àquelas necessárias para fraturar um dente hígido. Portanto, é importante que a restauração coronária tenha a capacidade de restabelecer a rigidez original do dente a certo nível para reduzir a fadiga mecânica das cúspides. Para verificar isto, os autores determinaram, através de uma técnica não destrutiva, o quanto as cúspides são enfraquecidas pelo tratamento endodôntico e a efetividade dos sistemas adesivos na redução da deflexão das cúspides em relação a diferentes procedimentos restauradores. Uma carga oclusal de 98-294 N foi aplicada sobre premolares superiores com tratamento endodôntico e restaurados com os seguintes materiais: 1) amálgama; 2) Spectrum TPH; 3)

Surefil; 4) Esthet-X; 5) Esthet-X + Dyract Flow. A deflexão das cúspides foi avaliada através de um aparelho com sensor a laser. Encontraram que as restaurações adesivas devolveram a rigidez à estrutura dentária numa faixa de 54% (Esthet-X) a 99% (Esthet-X + Dyract Flow). A restauração de amálgama devolveu apenas 17% da rigidez à estrutura dentária.

González-López et al. (2006), avaliaram a deflexão de cúspide produzida em pré-molares em cada seqüência da preparação cavitária e a magnitude das forças aplicadas. Primeiros pré-molares livres de cárie ou defeitos foram selecionados e montados verticalmente em cilindros plásticos 2 mm abaixo da JCE. Esferas foram fixadas, pela técnica adesiva, nas vertentes de cúspides, para servir como pontos de referência na medida da deflexão de cúspide. Os dentes foram submetidos a cargas de 50, 100 e 150 N, assim em cada força o deslocamento das cúspides foi medido com o auxílio de um micrômetro digital (Mitutoyo). Em seguida, diferentes preparamos cavitários foram realizados: dente inalterado, cavidade MO conservadora, MO extensa, MO com acesso endodôntico e MOD com acesso endodôntico. Após, os dentes foram novamente submetidos às diferentes cargas, a qual foi mantida por 30 segundos e então se deu as leituras das distâncias intercuspídea. Os resultados demonstraram que sob carga de 50 N apenas as cavidades MOD com acesso endodôntico produziu aumento significativo na deflexão de cúspide, e em cavidades MOD, independente da carga aplicada, houve aumento significativo da deflexão de cúspide. Os autores concluíram que a progressiva remoção de tecido dental e aplicação de cargas aumentaram significativamente a deflexão de cúspide, e o efeito da eliminação de estruturas dentais estratégicas, como cristas marginais e a dentina sobre a câmara pulpar, foi especialmente marcada sob maiores cargas.

Taha et al. (2009), mensuraram a deflexão das cúspides, tensão, a infiltração marginal e a formação de fissuras devido a contração de polimerização em pré-molares restaurados por resina composta de uso direto. Foram selecionados 32 pré-molares e divididos em: G1 – preparo MOD; G2 – tratamento endodôntico e cavidade MOD; G3 – tratamento endodôntico com a dentina removida mésio-distal e G4 – tratamento endodôntico com dentina removida e base de ionômero de vidro. Todos os grupos foram restaurados com resina composta. A partir dos resultados os autores concluíram que a

deflexão das cúspides aumentou significantemente quando se realizou o tratamento endodôntico. Ao colocar uma base de ionômero de vidro, houve uma redução da tensão e da infiltração marginal. Portanto, um acesso endodôntico conservador e colocação de uma base de ionômero de vidro são recomendados para dentes tratados endodonticamente e submetidos a uma restauração direta com resina composta.

Bicalho et al. (2013), avaliaram o efeito de resinas compostas (uma convencional e duas de baixa contração) e tipo de técnicas preenchimento sobre deformação de cúspide (CS), resistência à microtração (resistência adesiva), resistência à tração composto (UTS), e propriedades mecânicas do compósitos em várias profundidades em molares com grandes restaurações classe II. Cento e dezessete molares humanos receberam preparos cavitários classe II mésio - oclusal -distal da cavidade e restaurações com três compósitos (Filtek LS, 3M ESPE; Aelite LS, BISCO e Filtek Supreme, 3M ESPE) usando três técnicas de preenchimento (único oito incrementos e dezesseis incrementos) CS foi medida utilizando extensômetros, depois do que os mesmos dentes restaurados foram usados para avaliar a resistência adesiva e UTS. O módulo de elasticidade (E) e a dureza de Vickers (VH), em diferentes profundidades foram determinados a partir de recortes de microdureza. O CS foi maior quando usando 16 incrementos. Os compósitos de baixa contração causou menor CS. Os resistência adesiva e UTS foram semelhantes para 8 e 16 incrementos e maior quando comparado com o incremento único para todos os compósitos. E e VH foram constantes em toda a espessura, quando aplicado em 8 ou 16 incrementos. Tipo de técnica de composição e preenchimento afetou o CS, resistência adesiva, UTS, e as propriedades mecânicas de grandes restaurações Classe II. Os oito incrementos da técnica de preenchimento resultou em menos CS com os mesmos resistência adesiva e UTS que foi obtido com 16 incrementos, sem afetar E e VH através da profundidade dos compósitos.

2.5 Elementos Finitos

Sakaguchi et al. (1991) avaliaram a formação e distribuição de tensões através de experimento com o método de elementos finitos. Os autores analisaram que este método é importante na realização de

experimentos que pode contribuir para análise de falhas ocorridas clinicamente. Os autores utilizaram também associação com método experimental que empregou a construção de modelo físico nos quais foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual da coroa de dente extraído. Um modelo bi-direcional de pré-molar foi reproduzido para analisar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos mostraram correlação com os resultados experimentais.

Ausiello et al. (2001), relataram que a combinação de diversos materiais e geometrias complexas faz da análise de distribuição de tensões em dentes um processo muito complicado. Um modelo 3D de pré-molar superior humano com preparo cavitário MOD e restauração foram simulados no método de elementos finitos. Um procedimento de validação do modelo foi executado com base em uma comparação de cálculos teóricos e dados experimentais. Duas diferentes condições foram simuladas: (a) tensões resultantes da contração de polimerização e (b) tensões resultantes da contração em combinação com o carregamento oclusal vertical. Três casos diferentes foram analisados: dente hígido, dente com uma cavidade classe II MOD restaurado com resina de alto módulo de elasticidade (25 Gpa) e dente com uma cavidade classe II MOD restaurado com resina de baixo módulo de elasticidade (12.5 Gpa). Os movimentos de cúspide induzidos pela contração de polimerização e pelo carregamento oclusal foram avaliados. Os autores concluíram que a deflexão de cúspides foi maior para os compósitos mais rígidos, e que falhas prematuras devido às tensões decorrentes da contração de polimerização e carregamento oclusal podem ser evitadas pela seleção adequada e combinação de materiais.

Magne & Belser (2003), também preconizam o uso do método de elementos finitos, e a indicam como poderosa ferramenta no entendimento do comportamento biomecânico dos materiais e estruturas odontológicas, afirmado que a associação de metodologias destrutivas com métodos computacionais é bastante interessante, facilita a compreensão de resultados obtidos laboratorialmente.

Versluis et al. (2004), desenvolveram um estudo com o objetivo de calcular e validar o MEF para realizar estudos de que consigam mensurar as tensões de contração das resinas compostas em três configurações de

cavidades realizadas em molares humanos. As propriedades dos compósitos foram adquiridas por meio de ensaios laboratoriais que avaliaram o comportamento dos materiais durante o processo de polimerização. O padrão de deformação da superfície oclusal e os efeitos gerados pela tensão de polimerização no dente, na restauração e na interface dente-restauração foram calculados utilizando um modelo de polimerização baseado na contração de polimerização na fase pós-gel. De acordo com os autores, a tensão de contração é dependente da configuração cavitária e do tamanho da restauração. A resistência do dente frente às tensões de contração vai diminuindo quanto menor for a estrutura hígida remanescente. Percebeu-se que quanto maiores as restaurações, menor é o nível de estresse sofrido pela restauração e pela interface dente-restauração, porém maior é o efeito sofrido pela estrutura dental. Os valores máximos de tensões encontradas nas diferentes configurações cavitárias não mostraram diferenças estatísticas. Concluiu-se que, de acordo com o modelo validado, a tensão de contração não pode ser definida apenas pelas propriedades dos materiais e pela geometria da cavidade, mas também deve ser considerado o padrão de distribuição das tensões, o qual é dependente da região e das propriedades das estruturas dentárias, do material restaurador e da técnica restauradora utilizada.

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

Versluis e Tantbirojn em 2011 discutem sobre a distribuição de tensões em dentes hígidos e restaurados. Os autores compararam a distribuição de tensões em dentes restaurados com amálgama e resina composta aos dentes hígidos, usando análise pelo método de elementos finitos. Eles concluíram que o amálgama gera tensões no esmalte muito mais elevadas que a resina composta, preenchendo a cavidade, mas não

restaurando o dente. Para as resinas compostas também verificaram a geração de tensões de contração de polimerização nas estruturas, e sugeriram que a busca na minimização dos efeitos da contração das resinas compostas devem ser perseguidos.

Soares et al. (2012), discute em capítulo de livro a aplicabilidade do método de elementos finitos na odontologia Restauradora; que tem ajudado a responder questões relativas ao comportamento biomecânico de materiais e estruturas como comportamento de dentes tratados endodonticamente; procedimentos restauradores, desde a geração e distribuição das tensões em diversos materiais até a contração de polimerização de compostos resinosos; os autores reafirmam que o método de elementos finitos deve ser visto com auxiliar dos métodos experimentais e não substituto deles

Em 2013 Bicalho et al., por meio da análise de elementos finitos (FEA) estudaram as tensões de contração de polimerização em molares restaurados com compósitos e correlacionou as tensões com a deformação medidas experimentalmente. Três compósitos (Filtek LS, Aelite LS posteriores, Filtek Supreme) e três técnicas de preenchimento (incremento único, incrementos de 2,0mm, e incrementos de 1,0mm) para restaurá-la molar foram simulados em um FEA bidimensional. A contração de polimerização foi modelada usando contração pós-gel, que foi medida usando a técnica do extensômetro ($n=10$). Deformação de císpide, medido nas superfícies vestibular e lingual, com extensômetros em estudo de laboratório, foi usada para validar a análise. Tensões residuais de contração foram expressas em tensões equivalentes de Von Mises modificadas. Correlações lineares de Pearson foram determinadas entre os resultados laboratoriais e FEA. Os valores de contração pós-gel (em% de volume) foram: Filtek LS ($0,11 \pm 0,03$) < Aelite LS Posterior ($0,51 \pm 0,02$) < Filtek Supreme ($0,62 \pm 0,09$). O a técnica de preenchimento com incremento de 1,0mm causou tensões substancialmente mais elevados na região cervical do esmalte. Foram encontradas correlações significativas entre: módulo de elasticidade e tensão no FEA, contração pós-gel e tensão no FEA, tensão no FEA e deformação de císpide por extensômetros ($P < 0,05$). O aumento do número de incrementos e alta contração pós-gel e / ou valores de módulo elástico causou tensões mais

elevadas na estrutura dental remanescente e interface dente / restauração. Deformação de cúspide medida com o extensômetros validou a análise de elementos finitos.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Estudar o efeito do material restaurador usado na câmara pulpar, determinado pelo emprego de cimento de ionômero de vidro convencional, ionômero de vidro modificado por resina composta ou resina composta na deformação de cúspides por meio da extensometria, resistência e modo de fratura determinado pelo ensaio de compressão axial e tensões residuais analisadas em molares tratados endodonticamente restaurados com resina composta.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Delineamento experimental:

1. Unidade experimental: terceiros molares humanos extraídos restaurados e modelo bidimensional de análise por elementos finitos.
2. Fatores em estudo: Protocolo restaurador definido pelo preenchimento da câmara pulpar em 3 níveis definidos pelo uso de três diferentes materiais para restaurar a câmara pulpar (Filtek Z350 XT, Vitremer, Ketac Fill).
3. Variáveis respostas: deformação de cúspide (DC), resistência à fratura (RF), modo de fratura, contração de polimerização pós-gel (%), módulo de elasticidade (E), dureza Vickers (DV), e distribuição de tensões e deformações
4. Método de análise: Ensaio de extensometria, ensaio de compressão axial, ensaio dinâmico de indentação Vickers e análise por método de elementos finitos.
5. Forma de análise dos dados: Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e igualdade de variância (Levene's test), seguido de análise de variância em fator único para os dados de contração de polimerização pós-gel. Para os dados de deformação de cúspide, resistência à fratura, contração pós-gel, módulo de elasticidade, dureza Vickers, teste de Tukey para comparação entre os grupos. A análise de distribuição de tensões pelo método de elementos finitos foi realizada qualitativamente.

4.2. Seleção dos dentes

Foram selecionados 45 terceiros molares inferiores humanos, livres de cárie e trincas, defeitos estruturais ou restaurações, de idade semelhante, coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com prévio consentimento dos pacientes, e doados para serem utilizados na pesquisa (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: N° 06257012.1.0000.5152). Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e submetidos à profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, sendo armazenados em seguida em água destilada à 37°C, após análise em lupa estereoscópica (Leika

Ecafíx, Tokyo, Japan) com aumento de 40X, os dentes que apresentavam cárries, trincas ou fraturas foram descartados (Figura 1).



Figura 1. Padrão dos molares selecionados para o estudo.

Foram registradas as dimensões de cada dente nos sentidos mésio-distal, cérvico-oclusal-mesial, cérvico-oclusal-distal, vestíbulo-lingual e distância entre cúspides, com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Digital, Suzano, SP, Brasil). Variação anatômica da configuração e dimensão dos dentes maior que 10% da média do volume total foram descartados (Figura 2).

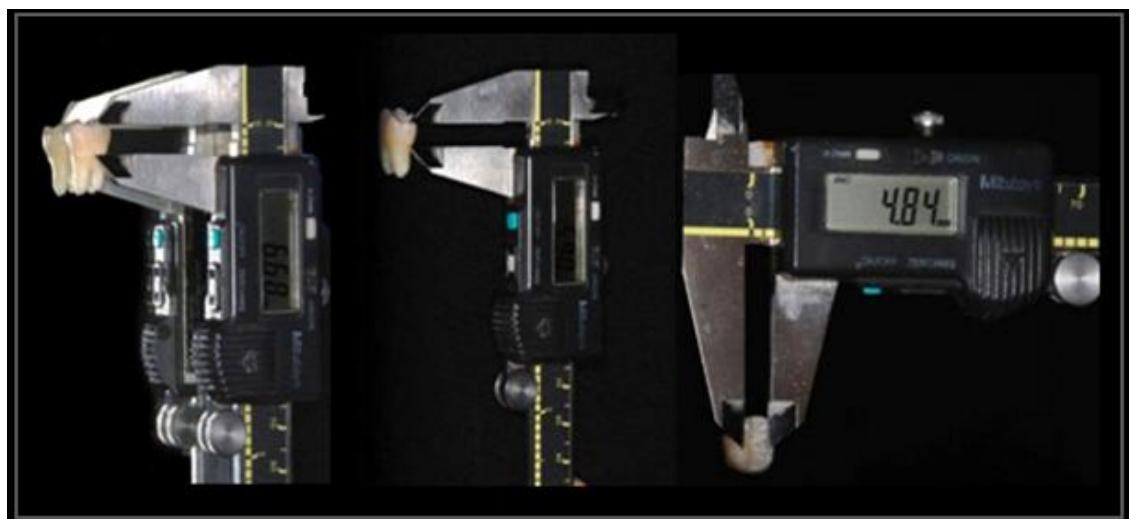


Figura 2. Padronização dos molares selecionados.

4.3. Grupos experimentais

Os 45 terceiros molares inferiores humanos selecionados foram distribuídos aleatoriamente em três grupos experimentais (n=15) definidos pelo protocolo restaurador:

- **RC:** Técnica incremental preenchendo a cavidade pulpar e cavidade coronária MOD, exclusivamente com compósito resinoso (Filtek Z 350 XT; 3M -ESPE);
- **RMGI+ RC:** Câmara pulpar restaurada com ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M-ESPE), seguido do preenchimento da cavidade coronária MOD com resina composta (Filtek Z 350 XT, 3M-ESPE);
- **GI + RC:** Câmara pulpar restaurada com ionômero de vidro quimicamente ativado (Ketac Fill, 3M-ESPE), seguido do preenchimento da cavidade coronária MOD com resina composta (Filtek Z 350 XT, 3M-ESPE).

4.4. Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal

Para simulação do ligamento periodontal foi utilizado o protocolo descrito por Soares et al. (2005). As amostras foram incluídas em resina de poliestireno auto-polimerizável (Cristal, Piracicaba, São Paulo, Brasil) e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, Heavy Bodied Consistency, 3M ESPE, St. Paul, USA). Para simulação do alvéolo artificial, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil). O processo de inclusão e materiais utilizados foram baseados nos princípios descritos por Soares et al., em 2005. O dente foi demarcado com caneta para retroprojeto distando 2 mm apicalmente da junção cimento-esmalte que foi recoberta com aproximadamente 0,3mm de espessura de cera nº7 (Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) liquefeita em banho-maria até a linha de demarcação, a verificação desta espessura foi feita utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão). Após a demarcação das raízes, estas foram fixadas em película radiográfica com perfuração central. Esse conjunto foi posicionado em placa de madeira com perfuração, seguido da fixação de cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com altura de 20 mm e diâmetro de 22 mm. A fixação do

cilindro foi feita com uso de cera aquecida. A resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida no interior do cilindro. Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram limpos para remoção de restos de cera usados na fixação dos cilindros. Os cilindros de resinas foram planificados nas superfícies inferiores com o uso de lixadeira (APL-2 Arotec, São Paulo, São Paulo, Brasil) e nas superfícies superiores com uso de peça de mão em baixa rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil), eliminando excessos de resina (Figura 3, para simulação do ligamento periodontal a raiz e o alvéolo foram preparados para receber o material de moldagem ((Impregum Soft, Heavy Bodied Consistency, 3M ESPE, St. Paul, USA) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e colocado no alvéolo dos cilindros de resina, o dente foi reimplantado no alvéolo e o excesso de material removido(Figura 3-D) .

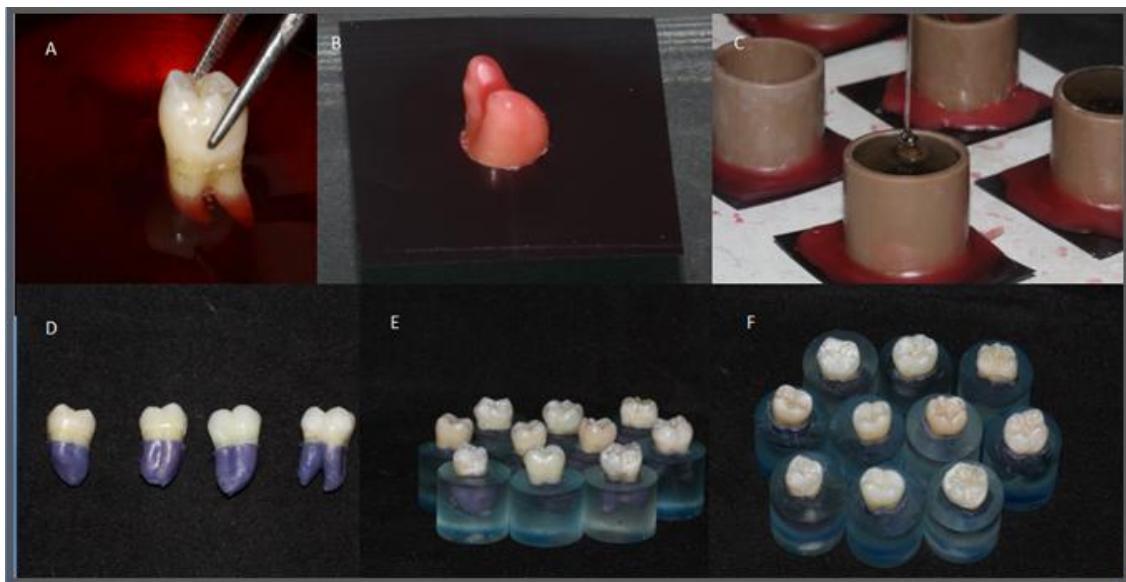


Figura 3. (A) Amostra com a porção radicular recoberta por cera rosa na espessura de 3 mm; (B), Película radiográfica com perfuração central posicionada a 2 mm abaixo do limite cervical; (C), Amostras posicionadas no cilindro de PVC e resina de poliestireno vertida no cilindro; (D), Simulação ligamento com material de moladagem à base de polieter; (E), vista lateral das amostras incluídas; (F), vista oclusal das amostras incluídas.

4.5. Preparo cavitário das cavidades Classe II MOD e acesso endodôntico

Usando ponta diamantada N°3099 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) e sob irrigação constante, foi realizado preparo padronizado das cavidades classe II mesio-ocluso-distal de todos os dentes. O preparo foi padronizado com as seguintes dimensões, 5 mm de profundidade ocluso-cervical a partir da crista marginal mesial e distal, e a dimensão vestíbulo lingual correspondeu a 4/5 da distância entre as cúspides. As medidas foram padronizadas por meio de máquina padronizadora de preparos (Soares et al., 2008). As amostras foram preparadas por um só operador, e as brocas foram descartadas a cada cinco preparos cavitários (Figura 4).

Após os preparos, foi feito o acesso endodôntico manualmente com ponta diamantada de alta-rotação N°1016 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) acoplado a turbina de alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) sob-refrigeração constante (Figura 4).

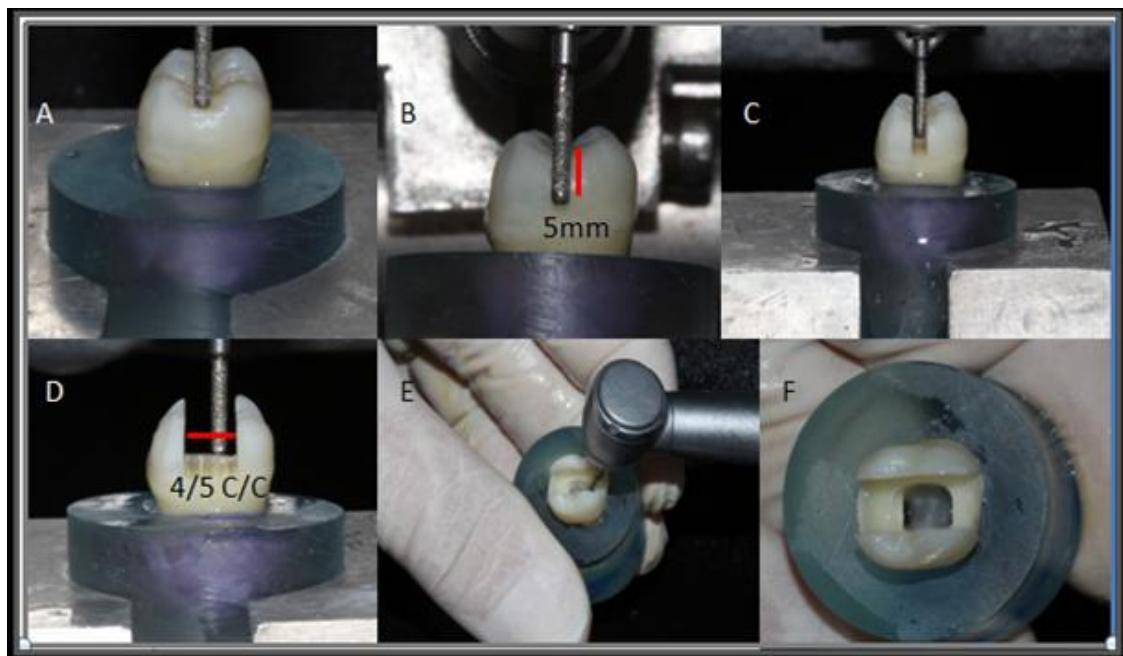


Figura 4. (A) Broca posicionada na crista marginal; (B) Broca posicionada à profundidade de 5 mm; (C) Preparo sendo confeccionado no sentido Mésio-distal; (D) – Preparo sendo confeccionado no sentido vestíbulo-lingual; (E) Abertura endodôntica; (F) Aspecto final do preparo cavitário.

Para simular os contatos inter-proximais, foi realizada adequação das amostras fixando dentes de resina acrílica em contato com as faces distal e mesial dos dentes preparados. A adequação foi realizada para facilitar o posicionamento da matriz individualizada e cunha para realização das restaurações (Figura 5).

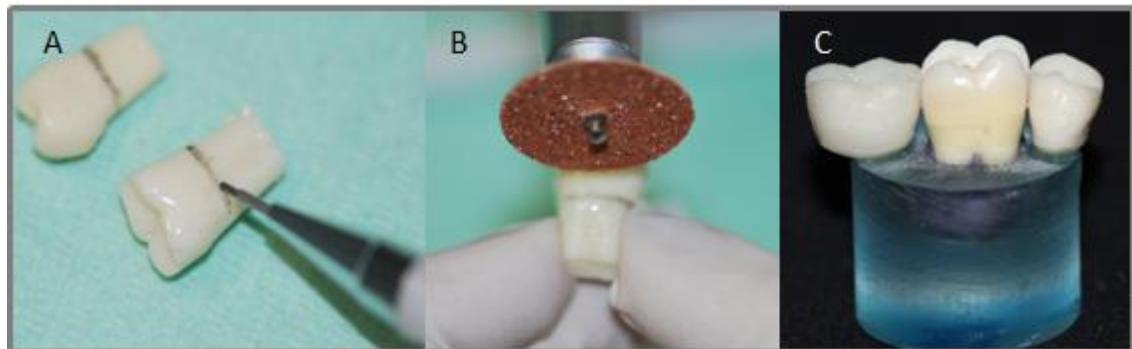


Figura 5. (A) Dentes de resina acrílica sendo demarcados; (B) Corte dos dentes; (C) Fixação dos dentes no espaço distal e mesial.

4.6. Protocolos restauração das amostras

Os materiais utilizados (Figura 6) e a composição estão descritos na Tabela 1.



Figura 6. (A) Filtek Z350 XT; (B) Vitremer; (C) Ketac Fill.

Tabela 1: Materiais testados neste estudo (Informações de acordo com o fabricante)

Materiais	Fabricante	Tipo Material	Modo de apresentação	Composição	Matriz
Ketac Fill	3M ESPE St Paul,MN, USA,	Cimento de ionômero de vidro convencional	Mistura- Manual	Vidro de fluorsilicato,estrôncio.alumínio, Lantânio e pigmentos	Ácido policarbônico acido tartarico ,H ₂ O
Vitremer	3M Dental, St Paul,MN, USA	Ionômero de vidro Modificado Por Resina	Mistura- Manual	vidro de fluoraluminosilicato	Ácido poliacrílico, HEMA ingredientes próprios TMHMD
Filtek Z350 XT	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Compósito Resinoso	Seringa	nanopartículas de sílica (75 nm) nanopartículas de zircônia (5-10 nm) e aglomerado zircônia = nanopartículas de sílica (600-1400 nm)	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA

O adesivo Clear Fill SE (Kuraray, Japan), foi usado em todos os grupos segundo as recomendações do fabricante (Figura 7). Para padronização dos incrementos da resina composta (Filtek Z350 XT), foi confeccionada uma matriz em teflon com as dimensões de 24,3mm³ (Figura 8).

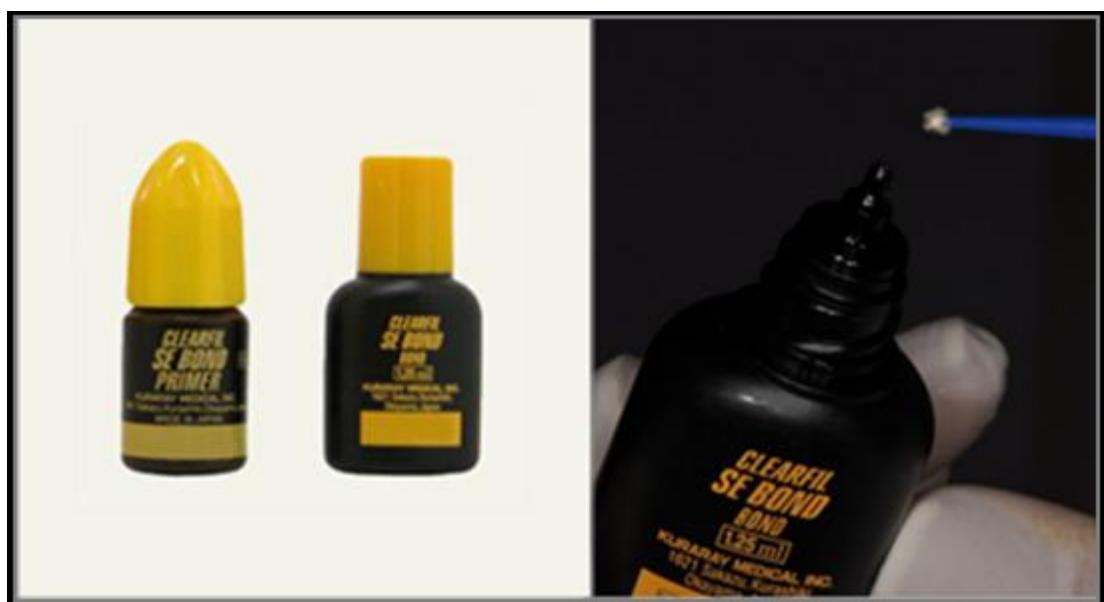


Figura 7. Adesivo ClearFill



Figura 8. Molde com o volume do incremento de resina composta

Para manipulação e inserção dos cimentos de ionômero de vidro foram seguidas as orientações do fabricante. Foi usado proporção de uma gota de líquido para uma porção de pó, que foram aglutinados por 45 segundos em placa de vidro e então foram inseridos na cavidade por meio de seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) (Figura 9).



Figura 9. (A) Proporção líquido/pó do cimento; (B) Utilização da seringa centrix para inserção do Vitremer e Ketac Fill.

As restaurações foram feitas de acordo com o protocolo descrito:

RC: Foram usados 2 incrementos oblíquos de resina composta (Filtek Z350 XT), na câmara pulpar, a cavidade coronária MOD foi restaurada com 8 incrementos , sendo 2 na caixa mesial, 2 na caixa distal e 4 na caixa oclusal (Figura 10). Cada incremento foi fotoativado por 40 segundos utilizando unidade polimerizadora halógena com densidade de energia de 850mw/cm²(Demetron 501, Kerr, USA);

RMGI+RC: Incremento único de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) na câmara pulpar, inserido com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brazil), e fotoativado por 40 segundos utilizando unidade polimerizadora halógena com densidade de energia de 850mW/cm² (Demetron 501, Kerr, USA). A cavidade coronária MOD foi restaurada conforme descrito no grupo RC (Figura 10);

GI+RC: Incremento único de ionômero quimicamente ativado (Ketac Fill) na câmara pulpar, inserido com seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). A coroa foi protegida com cera rosa 7 por 5 minutos para que fosse atingido a presa inicial do cimento. A cavidade coronária MOD foi restaurada conforme descrito no grupo RC (Figura 10).

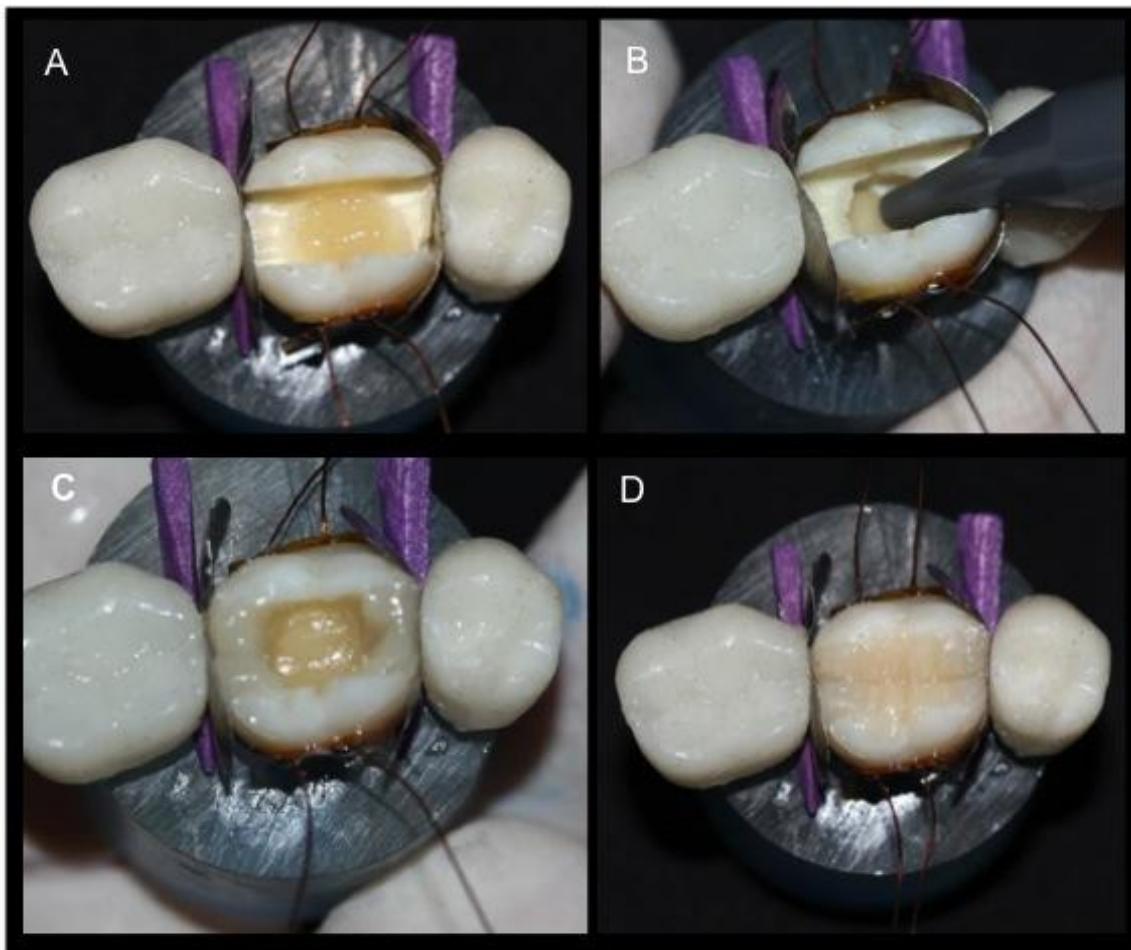


Figura 10. (A) Preenchimento da câmara pulpar do grupo RC; (B) Preenchimento da câmara pulpar com ionômero de vidro; (C) Preenchimento das caixas proximais; (D) Preenchimento da caixa oclusal.

4.7. Dureza Vickers e módulo de elasticidade

Cinco dentes de cada grupo foram utilizados para a análise das propriedades mecânicas da restauração de resina composta em 8 profundidades, seguindo o protocolo descrito por Bicalho et al. 2013. As coroas foram cortadas longitudinalmente em duas metades no sentido vestibulo-lingual com disco diamantado de dupla face (Extec, EUA) 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. As metades foram fixadas com resina de poliéster para embutimento a frio (Instrumentais Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil). As superfícies foram polidas com lixas de carbeto de silício (nº 600,

800, 1200, 2000; Norton, Campinas, SP, Brasil) e em seguida com pastas diamantadas metalográficas (6, 3, 1, M ¼; Arotec, São Paulo, SP, Brasil). As propriedades micromecânicas: dureza Vickers (DV) e módulo de elasticidade (E) da restauração foram obtidos usando indentador dinâmico de microdureza Vickers (CSM Micro-Hardness Tester; Instruments CSM, Peseux, Suíça). As indentações foram feitas com 1,0 mm de distanciamento no espaço de 0,5 a 7,5mm no centro da restauração partindo da região oclusal.

O procedimento de teste foi realizado com força controlada. O carregamento foi aumentado e reduzido a uma velocidade constante entre 0 mN e 500mN. O carregamento aumentou de 0 mN para 500mN em intervalo de 20 segundos, sendo o carregamento máximo de 500mN mantido por 5 segundos. Em seguida, o carregamento foi gradualmente removido de 500mN a 0 mN em intervalo de 20 segundos. A carga e a profundidade de penetração do indentador foram aferidos continuamente durante carregamento-descarregamento. A dureza Universal é definida pela força do teste dividida pela área aparente da indentação em força máxima. Por uma variação de valores guardados em um banco de dados fornecido pelo fabricante, a conversão de dureza Universal em DV foi calculada e executada no software, assim as medidas foram expressas em unidades de DV. O módulo de indentação foi calculado pela inclinação da tangente da curva de profundidade em força máxima, sendo este comparável ao E do material (Figura 11).

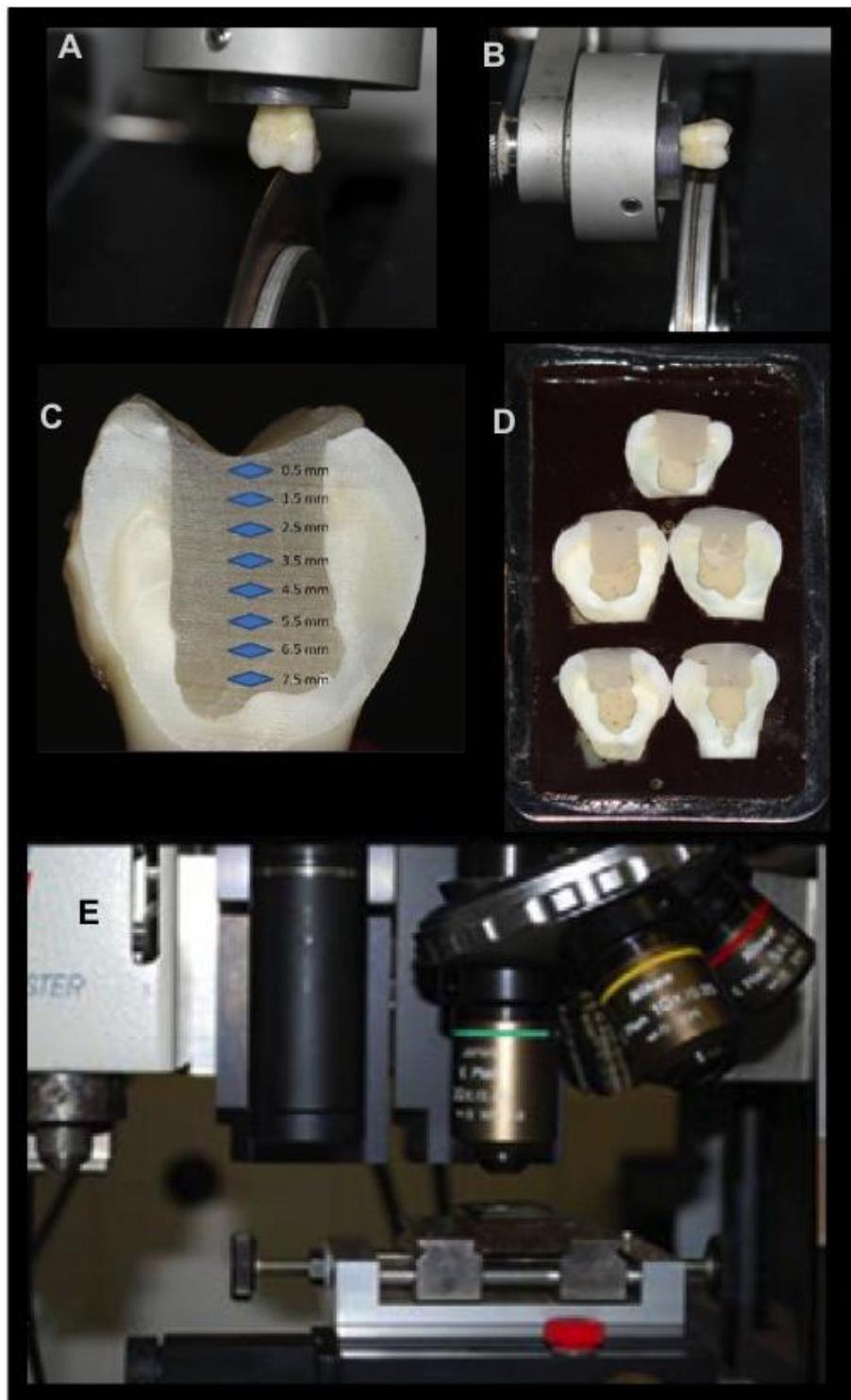


Figura 11. (A) Corte longitudinal no sentido vestíbulo-lingual; (B) Corte perpendicular ao longo eixo do dente; (C) Indentação nas 8 profundidades; (D) Inclusão das amostras;(E) Aparelho de medição.

4.8. Ensaio mecânico de extensometria – Deformação de cúspides

Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de desenvolver análises das deformações das amostras por meio da associação de extensômetros (Sakaguchi et al., 1991; Soares et al., 2006). Dez amostras de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para serem submetidas ao ensaio de extensometria. Nestas amostras, extensômetros tipo PA-06-060CC-350L (Excel Sensores, Embu, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 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 $21,01\text{ mm}^2$, resistência elétrica de $350\text{ }\Omega$ 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 12).



Figura 12. A – Especificação do Fabricante; B – Extensômetros utilizados; C – Resistência elétrica do extensômetro sendo conferida com multímetro digital.

Para fixação dos extensômetros, foi seguido o protocolo descrito por Santos-Filho et al. (2008), sendo realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) durante 30s, lavagem com

água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil). Os extensômetros foram colados no esmalte coronário das faces vestibular ao nível do término mesial e distal do preparo cavitário paralelo ao longo eixo do dente, os extensômetros da face lingual foi fixado no nível da câmara pulpar, o posicionamento dos extensômetros foram guiados pela análise de elementos finitos que indicou a região com os maiores valores de tensão (Figura 13).

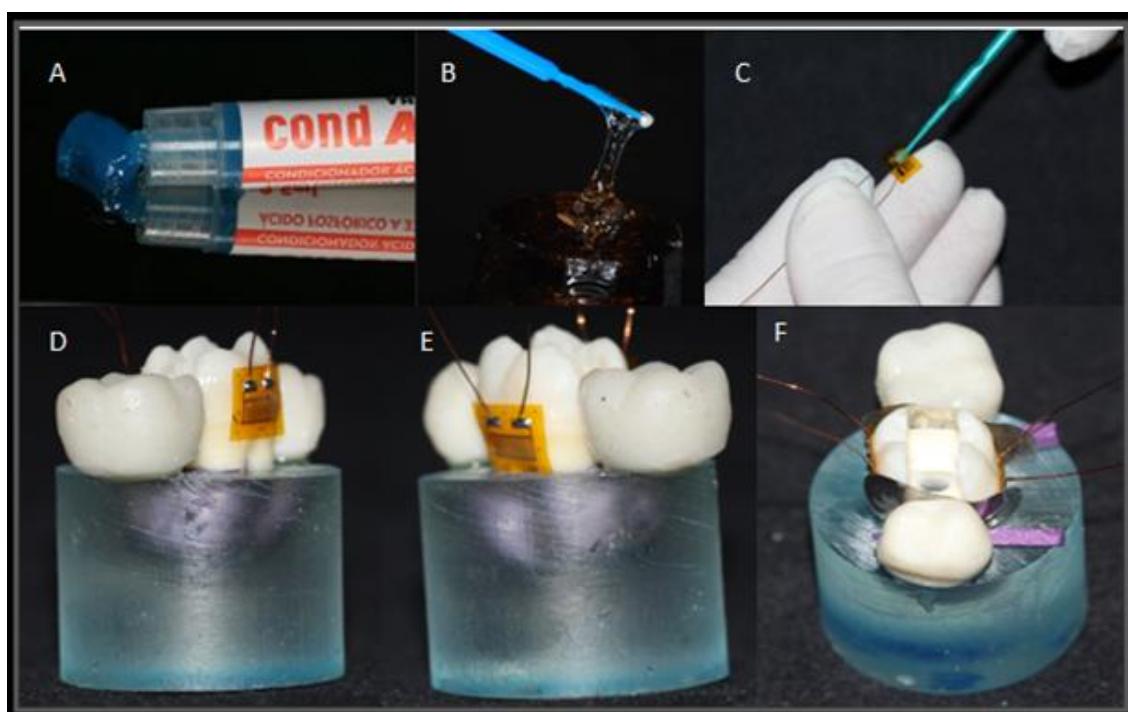


Figura 13. (A) - Ácido fosfórico para aplicação em esmalte; (B) e (C) Aplicação da cola de cianocrilato; (D) Posicionamento do extensômetro face vestibular entre a base do preparo e a cervical dos molares; (E) Posicionamento do extensômetro face lingual ao nível da cavidade pulpar; (F) Extensômetros posicionados e matrizes em posição.

Os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) e a um micro computador (Figura 14).

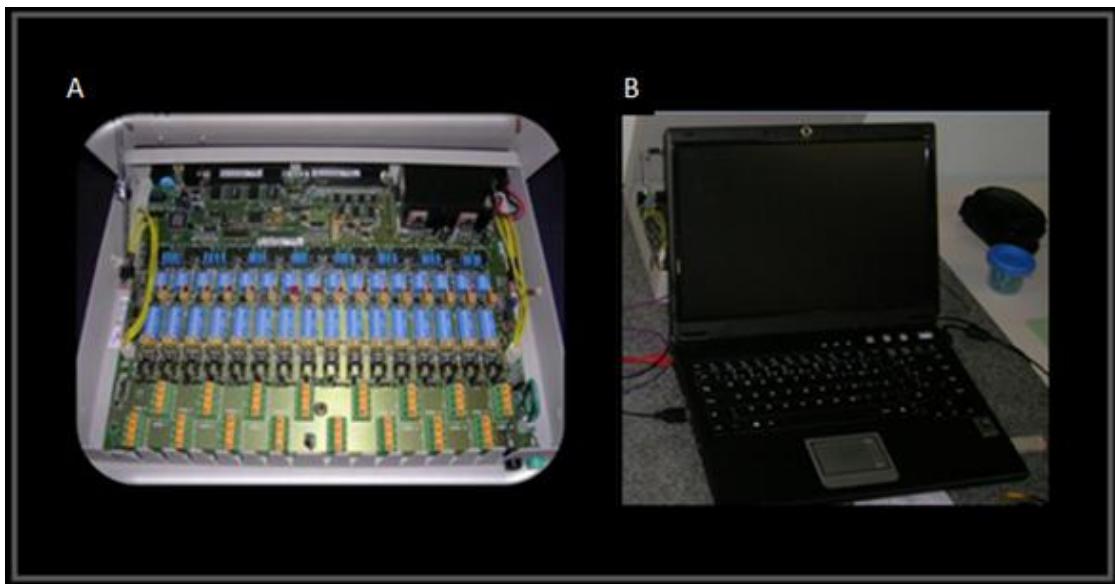


Figura 14. Placa de aquisição de sinais e microcomputador

Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de meia ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como amostra de compensação de temperatura provocadas por variações no ambiente. As amostras foram posicionadas no aparelho de mensuração de contração do Laboratório Integrado de Pesquisa – FOUFU (Sousa *et al.*, CNPq/2010-SAU 004), (Figura 15).

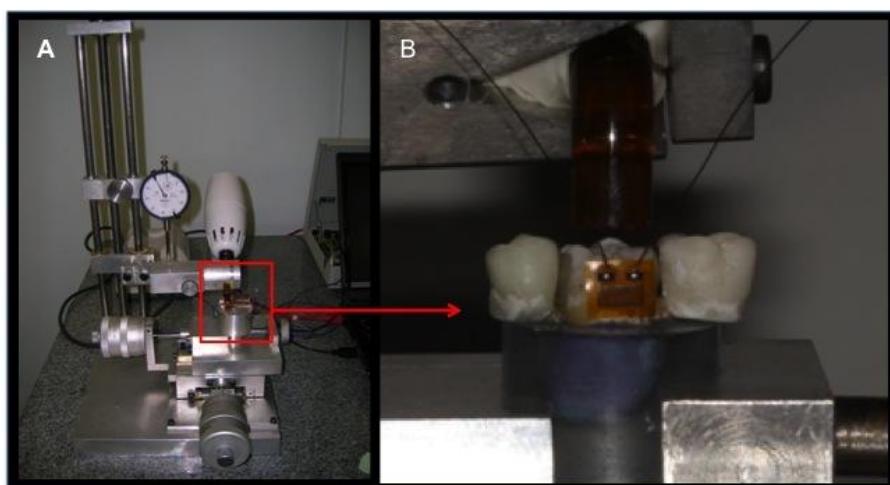


Figura 15. (A) Aparelho de mensuração de contração de polimerização e deformação de cúspide. (B) Amostra no aparelho de mensuração de deformação de cúspide.

Este equipamento possibilita fazer aferição da distância entre a ponteira do fotopolimerizador e a amostra através de um relógio comparador da Mitutoyo com um cursor de 20 mm.

Os incrementos da cavidade pulpar para os grupos RC e RMGI+RC, foram polimerizados por 40 segundos utilizando unidade polimerizadora halógena com densidade de energia de 850 mW/cm² (Demetron 501, Kerr, USA). Para o grupo GI+RC o incremento da cavidade pulpar de acordo com o fabricante esperou-se 5 minutos para cura inicial. Todos os incrementos para realizar a restauração da cavidade coronária MOD, foram polimerizados por 40 segundos, com a ponta polimerizadora colocada no centro da face oclusal, para todos os grupos o ensaio foi gravado até 10 minutos após a última polimerização. Os dados obtidos por meio da placa de aquisição (AqDados, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) foram capturados por software específico (AqAnalysis, Lynx, São Paulo, SP, Brasil), sendo obtidos o valor de deformação por amostra. A placa de aquisição de dados coletou 1 nível de microdeformação (μ S) a cada 0,25 segundos. Após 24 horas do ensaio de extensometria, as amostras foram direcionadas para o ensaio de resistência à fratura.

4.9. Resistência à fratura

As amostras foram submetidas ao ensaio de compressão em máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil). A célula de carga selecionada foi a de 500KN e velocidade de carregamento de 0,5 mm/minuto. No braço móvel da máquina de ensaio, onde estava fixada a célula de carga, foi rosqueada uma esfera metálica com 6 mm de diâmetro. A amostra foi posicionada sobre uma mesa fixada à travessa inferior da máquina. O braço móvel foi acionado até a esfera contatar os planos inclinados da superfície intercuspídea da face oclusal do corpo-de-prova, assentando-se no sentido mésio-distal. A carga de compressão foi aplicada paralelamente ao longo eixo do dente até a fratura (Figura 16). A força máxima foi registrada em Newtons para cada amostra por meio do programa de computador MT teste 100 acoplado à máquina de ensaio.

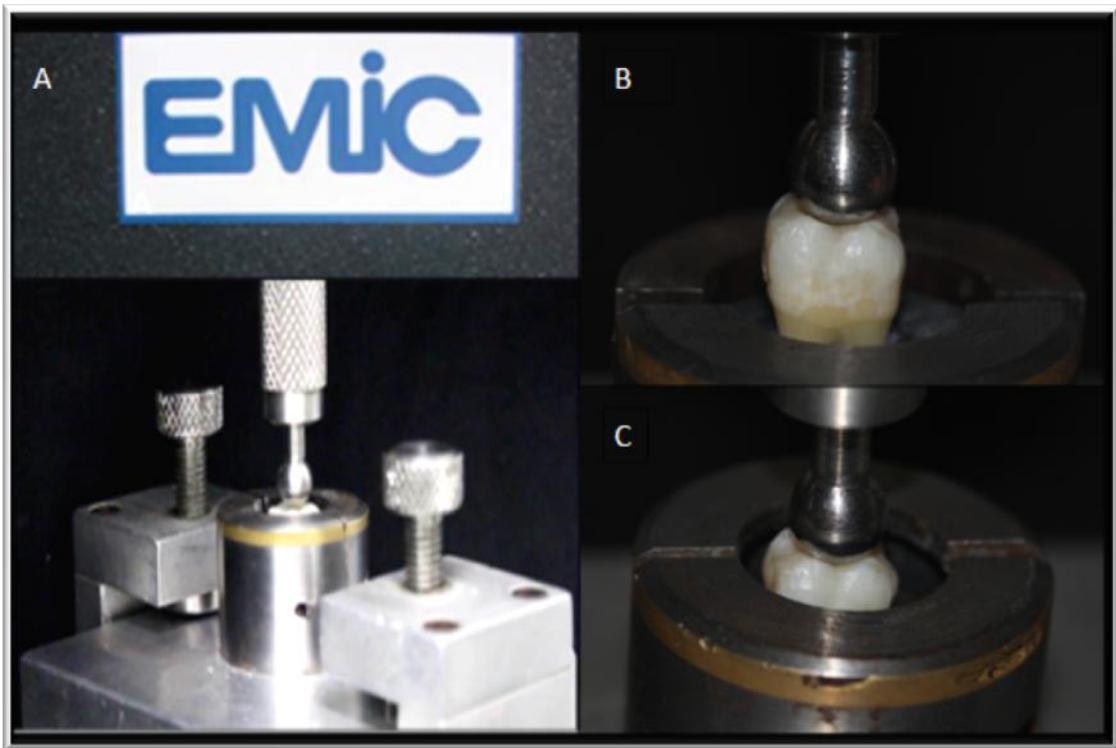


Figura 16. (A) Dispositivo metálico posicionado na máquina de ensaio; (B) e (C) Aplicação da carga de compressão, por meio de esfera de diâmetro de 6 mm.

Análise do Padrão de Fratura

Decorrido o teste de compressão, as amostras foram analisadas em estereomicroscópio (Mitutoyo, Tokyo, Japão) para determinar o padrão de fratura, proposto por Soares et al(2008) , classificando-as em (Figura 17):

- Tipo I – fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária;
- Tipo II – fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária e falha coesiva da restauração;
- Tipo III – fraturas envolvendo estrutura dental, falha coesiva e/ou adesiva da restauração, com envolvimento periodontal;
- Tipo IV – fraturas verticais de raiz e coroa.

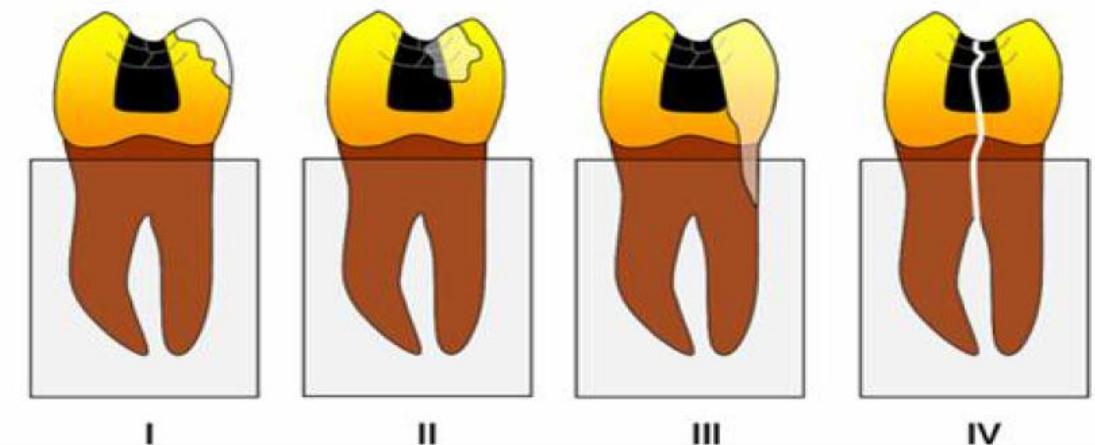


Figura 17. Esquema ilustrativo da classificação do padrão de fratura (Soares et al., 2008)

4.10. Contração pós-gel

As amostras foram posicionadas no aparelho de mensuração de contração do Laboratório Integrado de Pesquisa – FOUFU (Sousa et al., CNPq/2010-SAU 004), (Figura 18).

Para cada material, uma porção ($n=10$) com $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ com 1 mm de espessura foram inseridas sobre o extensômetro bidirecional (CEA-06-032WT-120 M & M, Raleigh, NC, USA). Para os materiais Filtek Z350 XT e Vitremer a unidade de fotoativação de luz halógena (Demetron LC, Kerr, Orange, CA, EUA) foi posicionada com a ponteira distando 1 mm do extensômetro e acionada por 40 segundos sendo os sinais de intensidade luminosa capturados por um sensor foto-célula (Sanyo AM-1417). A deformação nas duas direções (X e Y) foi capturada durante os 40 segundos de ativação e ainda por 10 minutos após a fotoativação (Figura 19). A deformação nas duas direções (X e Y) para o material Ketac Fill foi monitorada por 30 min. Os dados foram exportados para planilha em Excel e estes convertidos em arquivo.txt com combinações que puderam ser processadas na linguagem Fortran, do software de elementos finitos utilizado posteriormente.

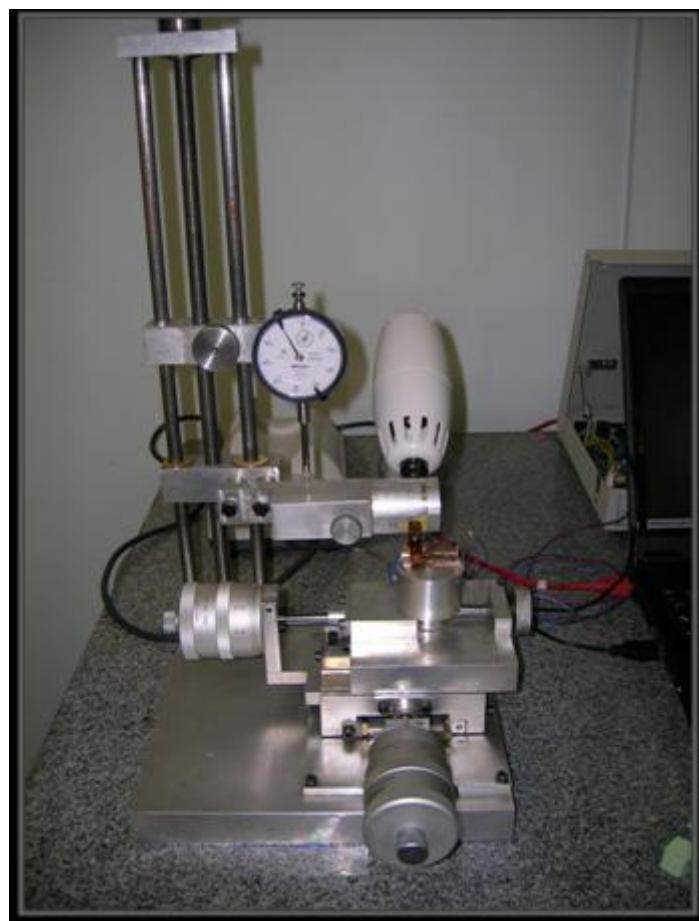


Figura 18. Aparelho de mensuração de contração de polimerização e deformação de cúspide.

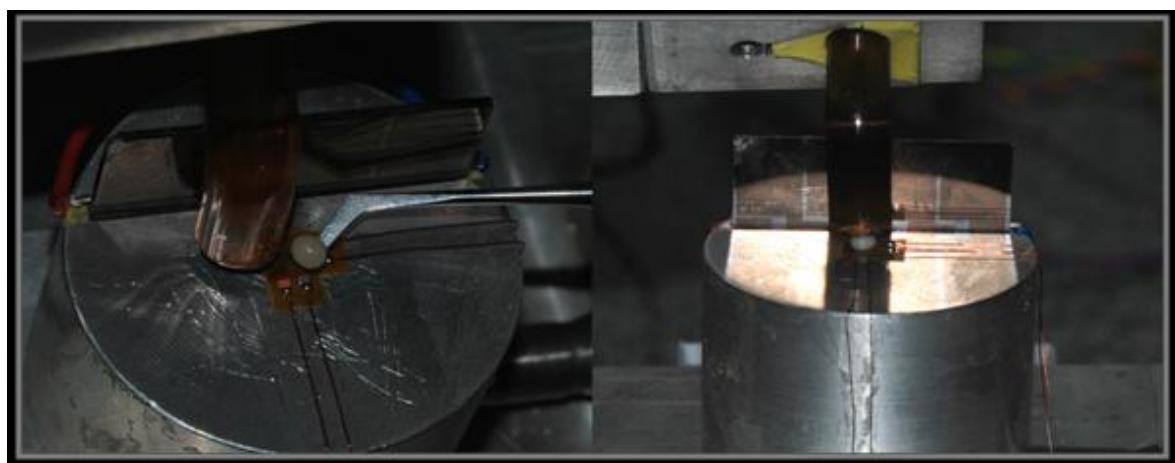


Figura 19. (A) inserção do material sobre o extensômetro; (B) posicionamento da fonte de luz para ativação da polimerização do material (FIItek Z350 XT e Vitremer)

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

ΔL = (Variação dimensional em μm)

d = (Dimensão linear depois de polimerizado em μm)

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

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

Transformando esta alteração dimensional em percentual temos a seguinte relação:

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

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

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

Onde V = (Contração volumétrica em Percentual)

4.11. Análise por elementos finitos

Para calcular a tensão residual de polimerização e a DC de forma computacional, a simulação bidimensional em elementos finitos foi realizada. Uma imagem digitalizada no sentido vestíbulo-lingual de terceiro molar inferior humano, com dimensões similares à média dos dentes selecionados para o ensaio laboratorial, foi usada para obter a geometria do modelo (Figura 20). 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 (Figura 21).

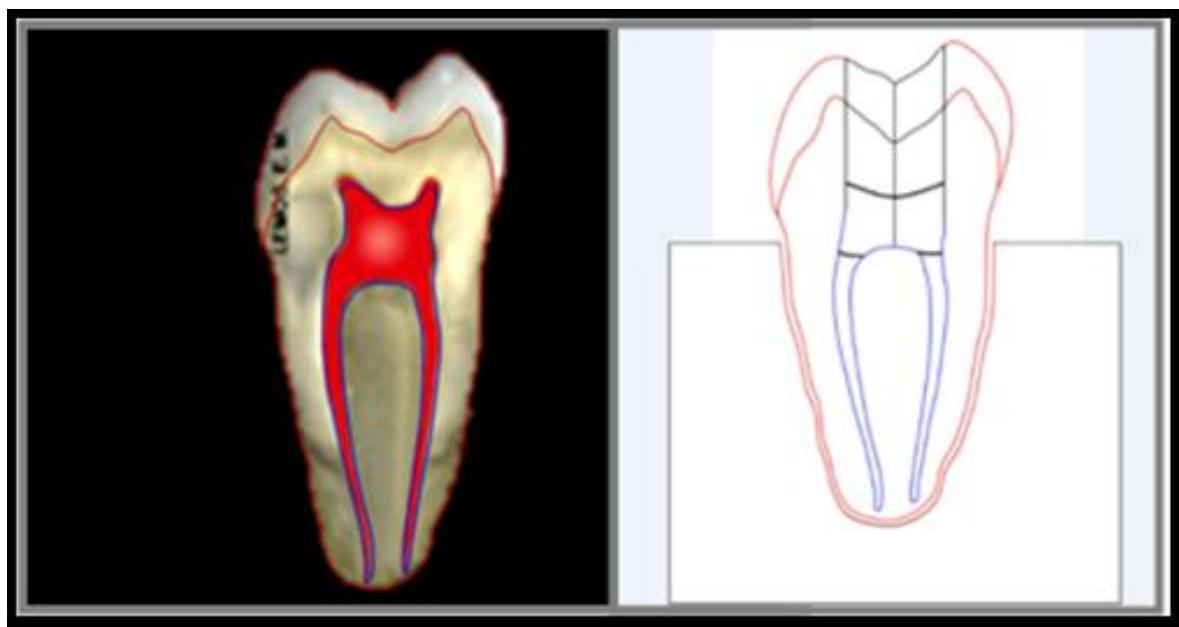


Figura20. Imagem digitalizada e desenho imagem no power-point.

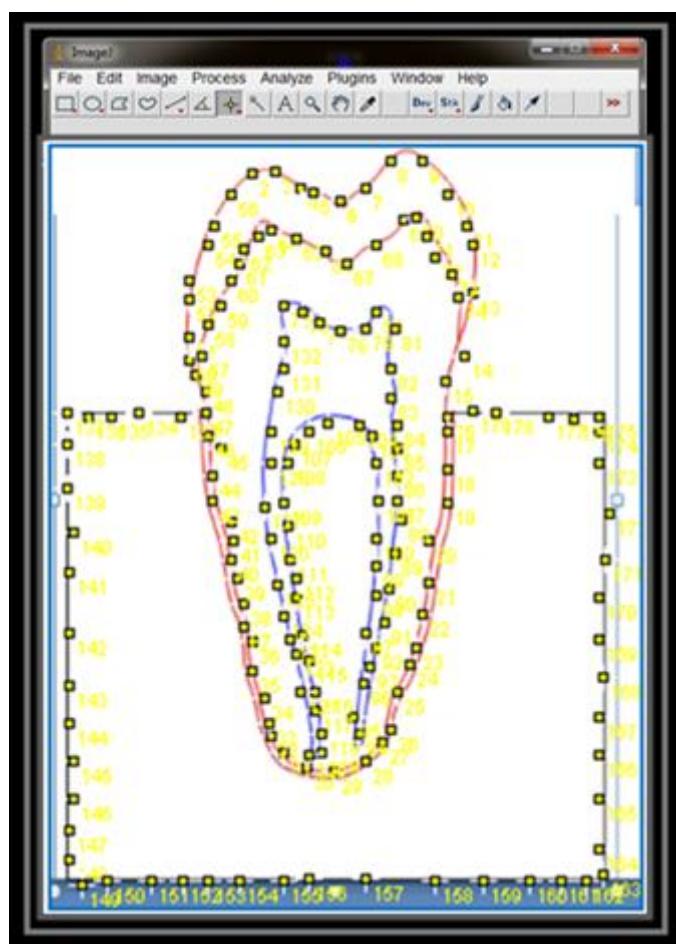


Figura 21. Marcação dos pontos de coordenadas noImage J.

As coordenadas obtidas foram transferidas para o software MSC Marc (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). O método de análise desta etapa foi baseado no trabalho de Versluis et al., 2004b. As propriedades de contração pós-gel e E dos materiais obtidos nas etapas experimentais foram inseridos na análise que realizou cálculo dinâmico das tensões em função do comportamento de esmalte e dentina. O coeficiente de Poisson, E para os materiais estão descritos no quadro 1.

Material Isotrópico	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Coeficiente de Poisson	Contração pós-gel linear	Resistência à tração e compressão	Origem do dado
Esmalte	84,1 ^a	0,33	-	37,3 ^b	^a Craig,1995 ^b Craig,1995
Dentina	18,0	0,23	-	3,0	Craig,1995
Polpa	0,02	0,45	-	-	Ersoz, 2000
Poliéter	0,05	0,45	-	-	Soares et al., 2008 ^a
Resina de Poliestireno	13,5	0,31	-	-	Soares et al., 2008 ^a
Filtek Z350XT	Valores mensurados neste estudo	0,24 ^a	Valores mensurados neste estudo	5,82 ^b	^a Craig,1995 ^b Bicalho,2013
Vitremer	Valores mensurados neste estudo	0,35 ^a	Valores mensurados neste estudo	3,55 ^b	^a Zhan Liu et al.,2010 ^b Xie D et al.,2000
Ketac Fill	Valores mensurados neste estudo	0,33 ^a	Valores mensurados neste estudo	11,3 ^b	^a Denisova et al.,2003 ^b Pereira et al.,2002

Quadro 1- Propriedades dos materiais utilizadas para alimentação da simulação computacional

Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas e a análise foi realizada de forma linear e elástica (Figura 22). O deslocamento foi fixado em 0 nos eixos X e Y. A condição de “plane strain” foi assumida para as sessões transversais do modelo, foram utilizados elementos tetraédricos de nº3 para os materiais restauradores e nº 11 para as demais estruturas, foram utilizados 2816 elementos.

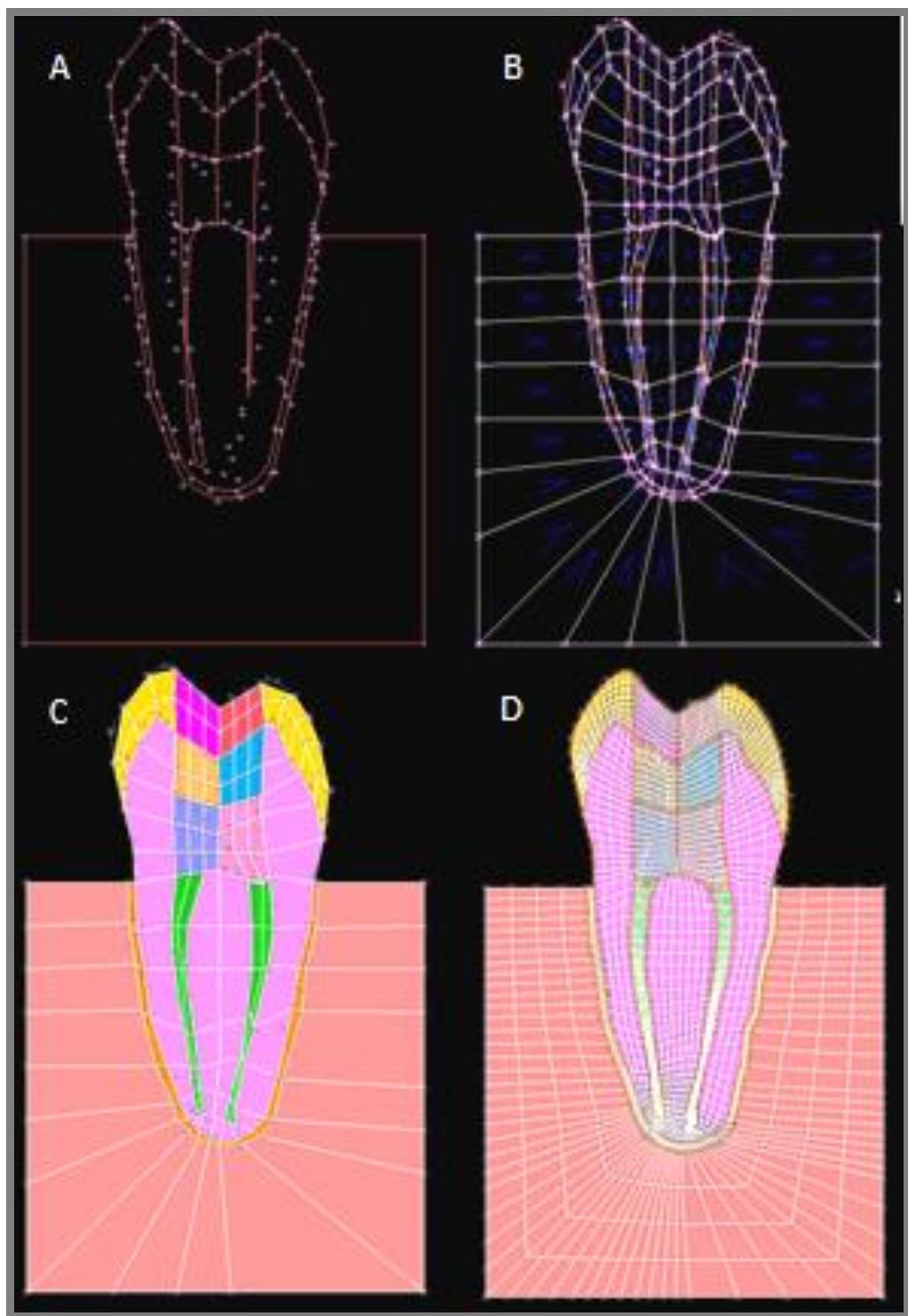


Figura 22. (A) Criação de curvas unindo os pontos trazidos pelas coordenadas do imageJ; (B) Criação dos elementos; (C) Definição das estruturas; (D) Refinamento da malha.

A contração de polimerização foi simulada por analogia térmica. Temperatura foi reduzida em 1ºC, 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. A vantagem de usar o critério de Von Mises modificado é que uma distribuição de tensões multidimensional o que simplifica a interpretação das condições de tensões gerais, além de levar em conta a diferença entre resistência à compressão e à tração de esmalte, dentina e materiais dentários. Os valores de resistência à tração e compressão utilizados neste estudo encontram-se no quadro 1. Foi desenvolvido análises para cada protocolo restaurador, totalizando 3 modelos bidimensionais. Foram obtidos valores de tensão e deformação nos nós correspondentes ao ponto de colagem do extensômetro no esmalte (Figura 23).

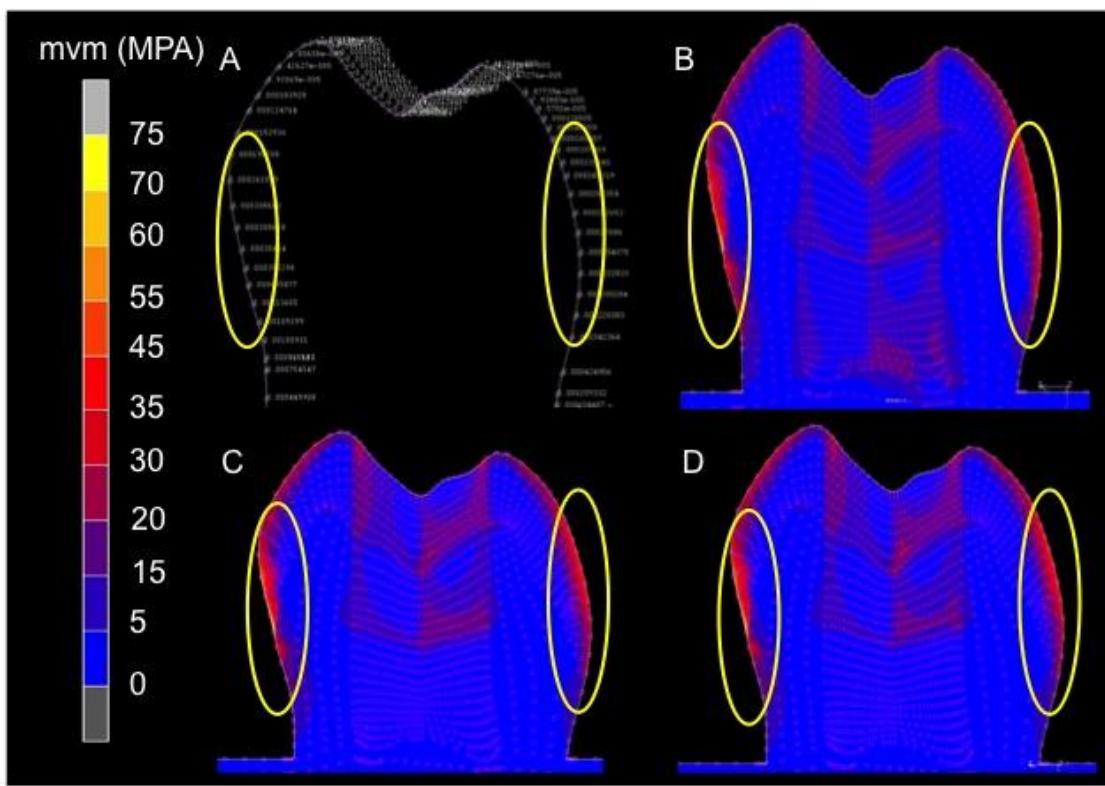


Figura 23. (A) Identificação dos valores de deformação e tensão no esmalte;(B) Identificação dos valores de deformação e tensão no esmalte no grupo RC; (C) Identificação dos valores de deformação e tensão no esmalte no grupo Vitremer; (D) Identificação dos valores de deformação e tensão no esmalte no grupo Ketac Fill.

4.12 ANÁLISES ESTATÍSTICAS DOS DADOS

4.12.1. Contração pós-gel

Após análise de normalidade entre os dados com teste de Shapiro-Wilk,e teste de igualdade de variância Leven's, foi realizada análise de variância em fator único seguido do teste de Tukey para comparação entre os grupos ($P<0,05$).

4.12.2. Dureza Vickers e Módulo de elasticidade

Após análise de normalidade entre os dados com teste de Shapiro-Wilk,e teste de igualdade de variância Leven's, foi realizada análise de variância fatorial e teste Tukey ,split-plot com subparcelas em dois níveis (tipo de protocolo restaurador e profundidade da restauração) seguido de teste de Tukey para comparação entre os grupos ($P<0,05$).

4.12.3. Distribuição de tensões

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

4.12.4. Deformação de cúspides

Após análise de normalidade entre os dados com teste Shapiro-Wilk e teste de igualdade de variância Leven's, foi realizada análise de variância fatorial (3x2) com subparcela em dois níveis (cúspide vestibular e lingual) seguido de teste de Tukey para comparação entre os grupos ($P<0,05$). Também foi realizada análise descritiva dos dados.

4.12.5. Resistência à fratura e Modo de fratura

Após análise de normalidade entre os dados com teste Shapiro-Wilk e teste de igualdade de variância Leven's, foi realizada análise de variância em fator único seguido de teste de Tukey para comparação entre os grupos ($P<0,05$). O modo de fratura foi submetido a teste de múltipla comparação Kruskal-Wallis e teste Mann-whitney ($P<0,05$).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Contração pós-gel

A Tabela 2 apresenta os valores da contração de polimerização pós-gel volumétrica em porcentagem dos materiais testados por meio de extensômetro bidirecional em μ s. O teste de Tukey demonstrou que o Ketac Fill apresentou menor valor de contração volumétrica, seguido do Vitremer e da resina composta Filtek Z350 XT.

Tabela 2. Contração pós-gel linear e volumétrica - Média \pm Desvio Padrão.

Materiais	Contração pós-gel linear	Contração pós-gel volumétrica (%)
Filtek Z350XT	0,0018 ^B	0,54 \pm 0,03 ^B
Vitremer	0,0006 ^A	0,18 \pm 0,002 ^A
Ketac Fill	0,00025 ^A	0,075 \pm 0,001 ^A

Diferentes letras maiúsculas indicam diferença significante entre os materiais ($p < 0,05$).

5.2. Dureza Vickers e Módulo de Elasticidade

Os valores médios e desvio-padrão dos módulos de elasticidade (E) em GPa (média e desvio padrão) e dureza Vickers (DV) (média e desvio-padrão) para os materiais são apresentados na Tabela 3 e Figura 24.

Tabela 3 – Módulo de elasticidade (GPa), Dureza Vicker's (N/mm^2) mensurados por teste de indentaçao dinâmico ($n = 5$ dentes).

Materiais	Média (Desvio Padrão)			
	Módulo de elasticidade (GPa)		Dureza Vicker's (N/mm^2)	
	Cavidade coronária	Cavidade pulpar	Cavidade coronária	Cavidade pulpar
Filtek Z350XT	14,4 \pm 0,2 ^{Aa}	13,1 \pm 1,1 ^{Aa}	115,1 \pm 1,1 ^{Aa}	113,5 \pm 3,1 ^{Aa}
Filtek Z350XT + Ketac Fill	14,6 \pm 0,1 ^{Aa}	11,8 \pm 0,2 ^{Bb}	116,8 \pm 57,1 ^{Aa}	57,1 \pm 4,9 ^{Bb}
Filtek Z350XT + Vitremer	14,5 \pm 0,2 ^{Aa}	10,7 \pm 0,5 ^{Bb}	118,6 \pm 3,6 ^{Aa}	59,9 \pm 2,0 ^{Bb}

Diferentes letras maiúsculas nas colunas compararam os materiais restauradores para cada cavidade, diferentes letras minúsculas nas linhas compararam cada cavidade para cada material ($p < 0,05$).

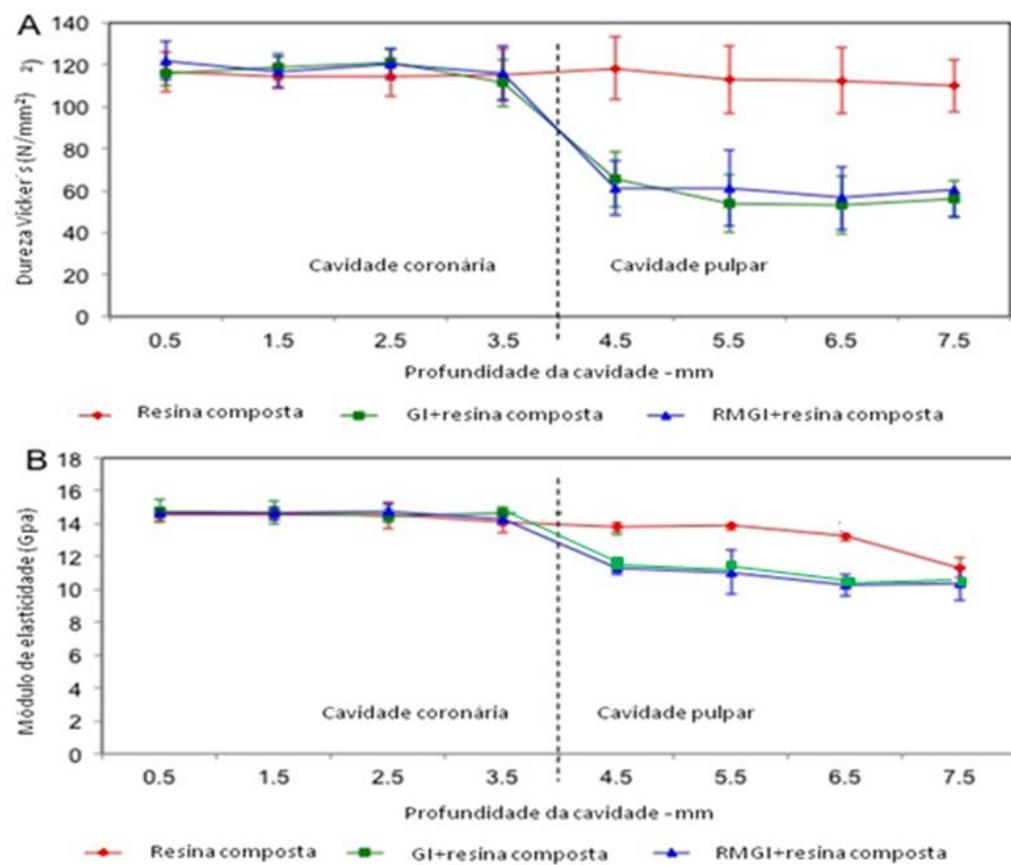


Figura 24. Propriedades Mecânicas mensuradas através de indentação mecânica. (A) Dureza Vickers com variação de profundidade na cavidade coronária e na cavidade pulpar. (B) Módulo de Elasticidade com variação de profundidade na cavidade coronária e na cavidade pulpar.

Os valores de DV em N/mm² para as três técnicas de preenchimento em várias profundidades são mostrados na Figura 24A. A DV na técnica RC foi mantida constante em todas as cavidades tanto na câmara pulpar como porção coronária. Para o grupo RMGI+RC e GI+RC a DV foi mantida constante na cavidade coronária (representado pela porção de resina composta) e diminuiu significativamente na câmara pulpar (representado pelo Vitremer e Ketac Fill).

Nenhuma diferença foi encontrada entre a DV medido na porção coronária para as três técnicas de preenchimento.

Os valores de E em GPa para as três técnicas de preenchimento em várias profundidades são mostrados na Figura 24B. O E do grupo RC diminuiu significativamente além da profundidade de 6,5mm. Para os grupos GI+RC e RMGI+RC os valores de E foram mantidos na cavidade coronária (representado pela porção de resina composta) e diminuiu significativamente na cavidade pulpar. Os valores de E medido na cavidade pulpar foi significativamente menor para o grupo GI+ RC e RMGI+RC (Tabela 3).

5.3. Deformação de cúspides

Os resultados quantitativos (médias e desvio padrão) e descritivos da DC lingual e vestibular para três protocolos restauradores são mostrados na Tabela 4 e Figura 25. A DC do grupo RC foi estatisticamente maior que os grupos RMGI+RC e GI+RC, tanto na cúspide vestibular quanto na cúspide lingual. Não houve diferença estatística entre os grupos RMGI+RC e GI+RC.

Tabela 4 – Deformação de cúspide (μ S) mensurada por extensometria e resistência à fratura mensurada por teste de compressão axial ($n = 10$ dentes).

Materiais	Média \pm Desvio Padrão		Resistência à fratura (N)	
	Deformação de cúspide (μ S)			
	Lingual	Vestibular		
Filtek Z350XT	$54,1 \pm 23,4^C$	$30,9 \pm 18,7^B$	$943,7 \pm 134,1^B$	
Filtek Z350XT + Vitremer	$36,8 \pm 17,3^B$	$23,2 \pm 12,1^A$	$1502,8 \pm 371,4^A$	
Filtek Z350XT + Ketac Fill	$22,2 \pm 10,8^A$	$19,8 \pm 8,6^A$	$1882,1 \pm 444,0^A$	

Diferentes letras maiúsculas indicam diferença significante entre os materiais restauradores ($p < 0,05$).

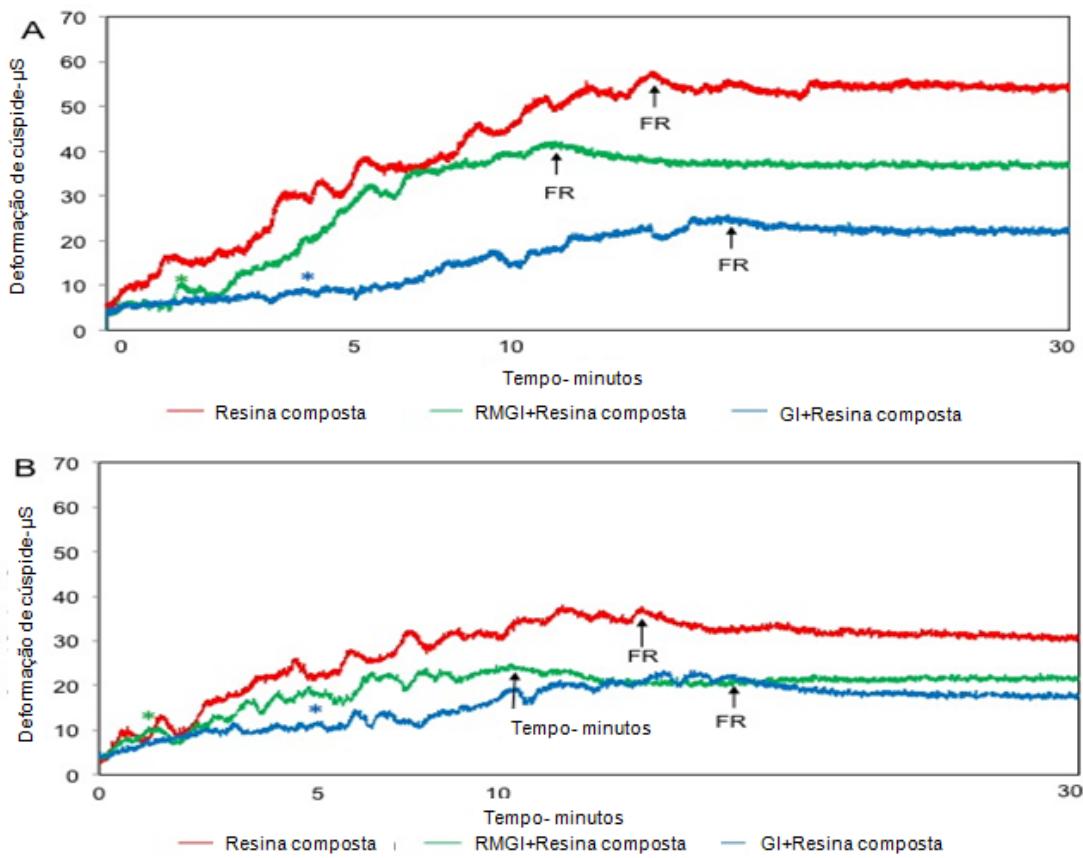


Figura 25. Deformação de cúspide em Microstrain (μ S), mensurada com extensômetro. (A) Cúspide lingual; (B) Cúspide Vestibular. * Indica o término da inserção dos ionômeros. FR indica o fim da restauração.

5.4. Resistência à fratura

A RF e desvio padrão para as três técnicas de preenchimento são mostrados Tabela 4. Análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre os grupos ($P = 0,02$). O teste de Tukey mostrou que o grupo RC resultou em significativamente menor RF que as técnicas que utilizaram ionômero de vidro para preenchimento da câmara pulpar. Não foi encontrada diferença entre os grupos RMGI+RC e GI+RC. Distribuições de modo fratura são mostradas na Tabela 5. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos testados em relação ao modo de fratura. Todos os grupos apresentaram o modo de fratura tipo III como o mais prevalente (figura 26).

Tabela 5 - Distribuição do Modo de Fratura

Grupos	Modo de Fratura			
	I	II	III	IV
RC	1	1	8	0
RMGI+RC	0	0	9	1
GI+RC	0	2	8	0



Figura 26. (A) Tipo de modo de fratura III, grupo RC; (B) Tipo de modo de fratura III, grupo RMGI+RC; (C) Tipo de modo de fratura III, grupo GI+RC.

5.5. Método de elementos finitos

A distribuição de tensões caracterizado pelo critério Von Mises modificado para os modelos que representaram as 3 combinações experimentais está representada na Figura 27. O preenchimento da câmara pulpar com materiais diferentes influenciou na distribuição e na intensidade das tensões. A técnica de preenchimento do grupo RC resultou em maiores tensões no esmalte e na dentina radicular próximo a câmara pulpar do que os grupos RMGI+RC e GI+RC. Distribuição e intensidade de tensões no esmalte (Figura 28), distribuição e intensidade de tensões na dentina (Figura 29). A Figura 30 mostra deformação obtida pela AEF na mesma região do esmalte nas superfícies vestibular e lingual, onde os extensômetros foram colados e valores de deformação foram obtidos experimentalmente. Os valores de DC do

estudo laboratorial foram muito semelhantes para os valores de deformação calculados pela AEF.

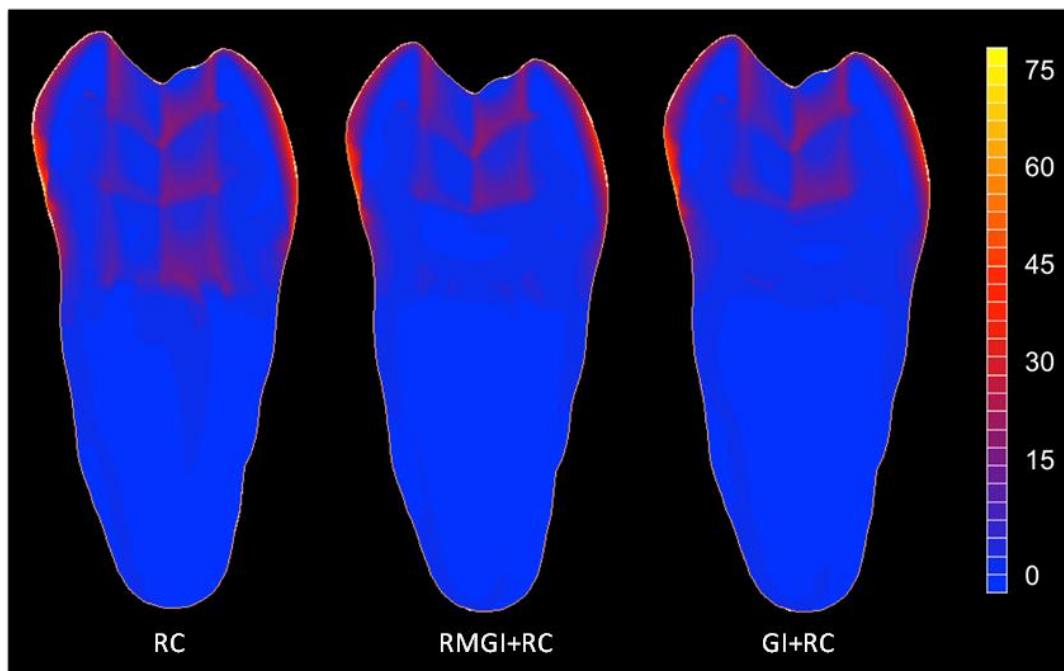


Figura 27. Distribuição de tensões calculada por método de elementos finitos (análise de von Mises modificado – MPa).

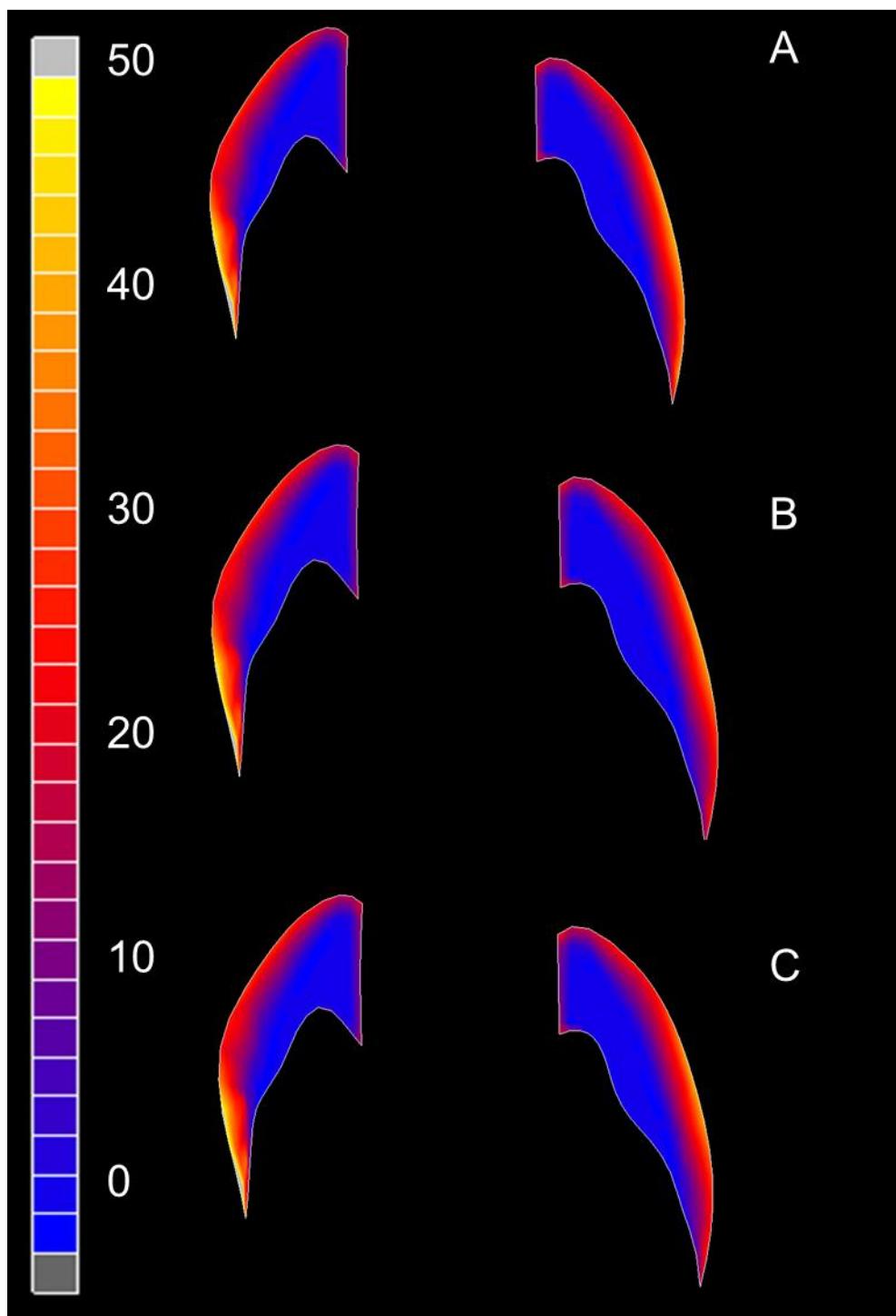


Figura 28. Distribuição de tensões calculada por método de elementos finitos (análise de Von Mises modificado–Mpa) no esmalte, (A) RC; (B) RMGI+RC; (C) GI+RC.

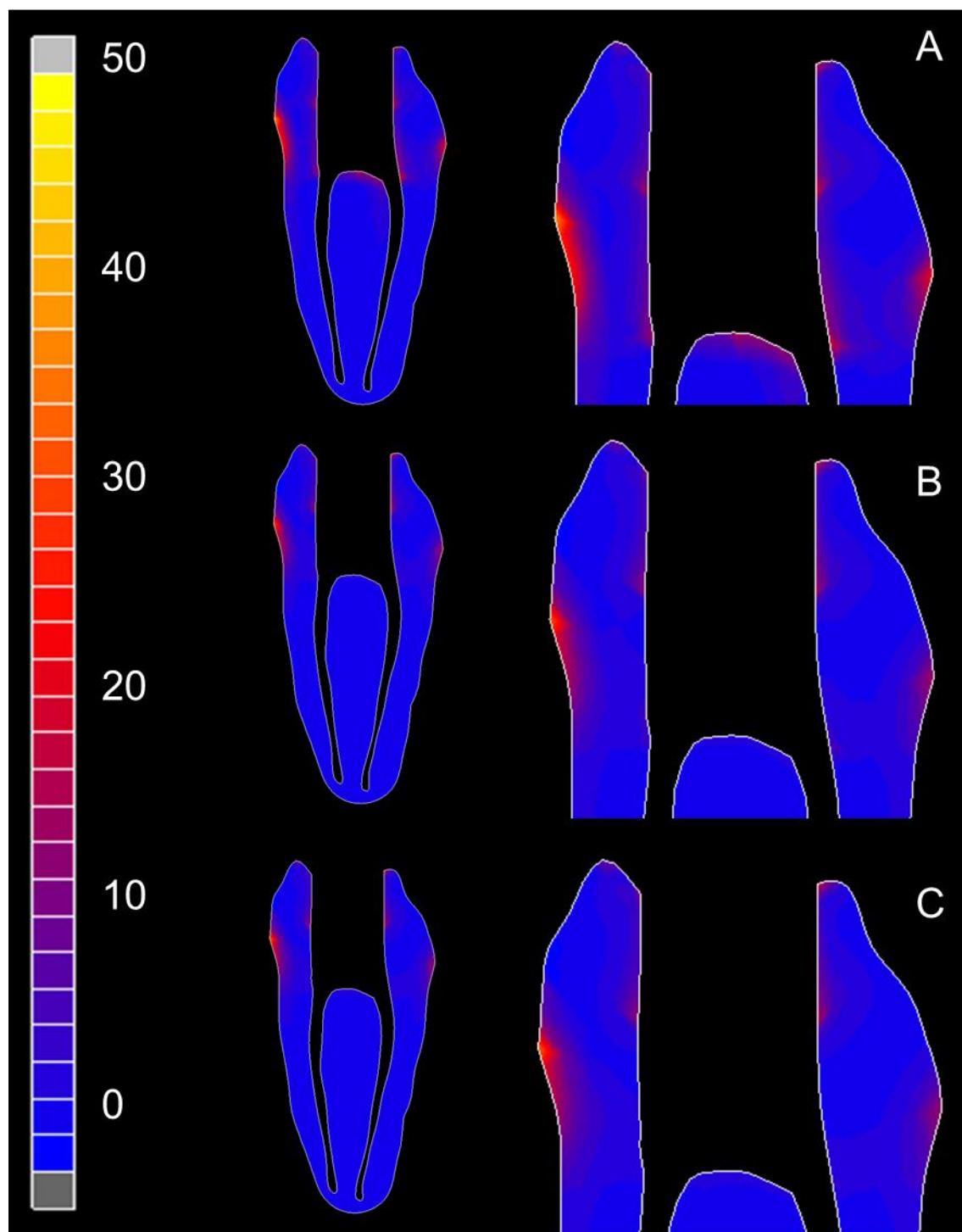


Figura 29.Distribuição de tensões calculada por método de elementos finitos (análise de von Mises modificado – Mpa) na dentina,(A)RC;(B) RMGI+RC;(C)GI+RC.

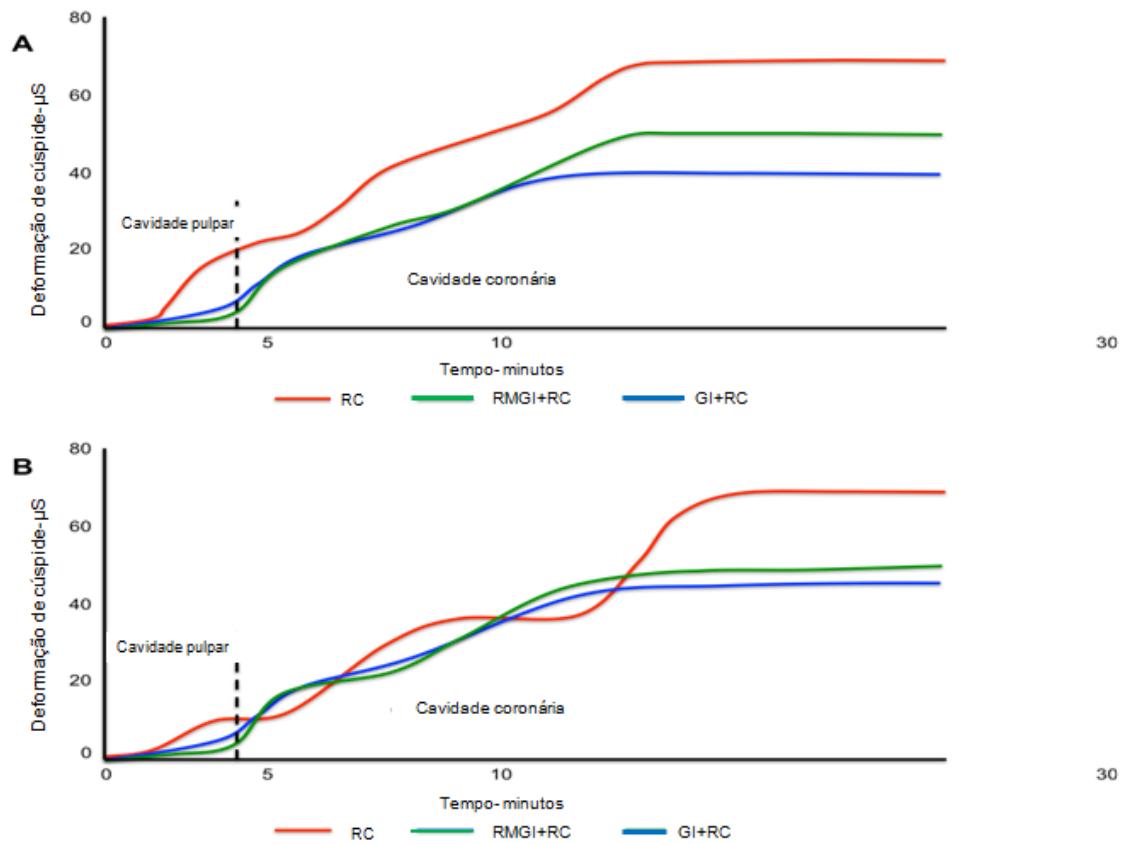


Figura 30. Deformação de cúspide em microstrain (μ S) mensurado com elementos finitos na mesma região onde foram fixados os extensômetros no teste experimental. (A) Cúspide lingual; (B) Cúspide vestibular

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese nula deste trabalho não foi aceita, pois o tipo de material restaurador utilizado na cavidade pulpar influenciou na DC, RF, propriedades mecânicas de DV e E e distribuição de tensões em molares tratados endodonticamente.

6.1. Deformação de cúspides

A extensometria é uma metodologia não destrutiva, que permite verificar a deformação de cúspides (Kim e Park, 2011). A deformação dos dentes depende da distribuição das tensões residuais (Tantbirojn et al. 2003). A deformação é afetada por diversos fatores, incluindo o tamanho da cavidade, as propriedades do material restaurador e a técnica de inserção (Versluis e Tantbirojn, 2011, Bicalho et al. 2013, Soares et al. 2013). Jantarat et al. em 2001, em estudo que comparou as duas metodologias, verificaram que o método de mensuração de deformação de cúspide por extensometria é mais prático e sofre menor variação da orientação do dente desde que o extensômetro esteja bem posicionado.

Kim e Park (2011) descreveram que existe relação direta entre deflexão de cúspide e módulo de elasticidade. Os grupos GI+RC e RMGI+RC apresentaram baixos valores de deformação, provavelmente deve-se ao baixo módulo de elasticidade do Vitremer e do Ketac Fill presente na cavidade pulpar. Dauvillier et al. (2000), demonstraram em estudo que o módulo de elasticidade dos cimentos de ionômero de vidro aumenta de forma mais lenta que as resinas compostas, explicando sua maior capacidade de absorver as tensões. Segundo Alomari et al. (2001), o uso de materiais intermediários como o ionômero de vidro reduz a deflexão de cúspides.

Materiais com baixo valor de contração apresentam uma diminuição da mobilidade das moléculas durante o processo de formação do polímero (Hickel et al., 2011), devido à menor diminuição volumétrica, o material transfere menos tensão para a estrutura dentária. Além disso, o processo de cura do ionômero de vidro se processa de forma mais lenta onde as tensões podem ser dissipadas e não transferidas à estrutura dental.

A contração pós-gel pode gerar tensões residuais de contração de polimerização, que na tentativa de compensar cria uma força de deflexão cuspídea (Reis e Loguercio, 2007; Bicalho et al., 2013). Esta deflexão pode resultar em ruptura adesiva que muitas vezes conduz à descoloração marginal, sensibilidade pós-operatória, hipersensibilidade crônica, reincidência de cárie (Kramer et al., 2009)

A análise por elementos finitos mostrou neste estudo que a maior concentração das tensões gerada pela contração de polimerização se localiza na cúspide lingual ao nível da câmara pulpar, e na base da cúspide vestibular, isto justifica o porquê destas regiões serem escolhidas para fixação dos extensômetros. As cúspides linguais apresentaram valores mais elevados de deformação em todos os grupos, quando comparado com as cúspides vestibulares. Este comportamento pode ser explicado pelo menor volume de estrutura dentária da cúspide lingual, quanto menor for a estrutura hígida remanescente menor a resistência frente às tensões de polimerização, e consequentemente maior será a deformação (Verluis et al., 2004). Como a deformação é maior em estrutura mais fragilizada, a cúspide lingual apresenta maiores valores de deformação.

6.2. Resistência à fratura e Modo de fratura

Os ensaios de resistência à fratura mecânica são realizados para quantificar numericamente a influência dos tipos de materiais restauradores (Oskooee et al., 2007) e tipos de preparo cavitários (Soares et al., 2006) na resistência à fratura de dentes que são submetidos a uma carga concentrada e crescente na região oclusal de dentes posteriores. As amostras neste estudo foram submetidas a uma carga de compressão contínua em baixa velocidade até a fratura ocorrer. Com esta característica de ensaio é possível avaliar a capacidade do complexo dente/restauração de se adaptar à geração de tensões e deformação a transferências destas tensões entre as estruturas e materiais que compõem este conjunto. A preservação máxima de estrutura hígida nos procedimentos restauradores favorece a maior longevidade do complexo dente-restauração, pois facilita a transferência destas tensões e com isso há maior acomodação das tensões e maior sobrevida do dente restaurado. Este estudo envolveu dentes tratados endodonticamente com extensão da

cavidade MOD, que são considerados mais susceptíveis a fratura, principalmente, por apresentarem remoção de estrutura dental durante a terapia endodôntica associada à simulação da cavidade MOD (Burke, 1992). Com isso buscar meios que potencializem a melhor absorção de energia neste tipo de dente é um desafio que ainda há muito que se estudar. Clinicamente a prevalência de fraturas em molares tratados endodonticamente envolve a região da câmara pulpar que coincide com o limite de suporte ósseo. Portanto buscar meios de melhor preencher esta região pode representar melhora considerável no desempenho biomecânico deste tipo de dente. Originalmente se buscarmos analisar a constituição de um dente hígido no interior da câmara pulpar há presença da polpa, um tecido com baixíssimo módulo de elasticidade. A presença deste espaço praticamente vazio desempenha decisivo papel da transferência de tensões no dente hígido. No presente estudo o grupo RC apresentou a menor média de valores de resistência à fratura, este resultado pode ser explicado pela presença material Filtek Z 350 XT com alto módulo de elasticidade, presente tanto na cavidade pulpar, como na cavidade coronária, isto pode ter ocasionado uma menor característica viscoelástica, tendo menor capacidade de deformação elástica. Materiais com alto módulo de elasticidade tendem a acumular tensões, enquanto materiais com baixo módulo de elasticidade materiais absorvem as tensões (Dejak, 2003), transferindo para a estrutura subjacente. O uso de ionômero de vidro associado à restaurações de resina composta tem sido recomendado para melhorar a adaptação marginal (Nothdurft et al., 2008; Krejci et al., 1988). A inserção de ionômero de vidro na câmara pulpar neste estudo afetou positivamente a resistência à fratura de molares tratados endodonticamente, isto pode estar relacionado com a capacidade de vidro ionômero de unir-se à dentina e atuar como amortecedor para as tensões encontradas durante a contração de polimerização e mastigação em virtude da sua porosidade (Davidson, 1994; Van Dijken, 1999), e ainda pelas menores tensões de contração geradas durante a restauração. Ao comparar ionômeros convencionais e modificados por resina Yamazaki, et al. (2006), mostraram que possuem comportamento viscoelástico semelhante, independente do caráter polimérico dos iônomeros modificados por resina.

Associado aos valores de carga de fratura, também é importante analisar os tipos de fratura em cada grupo experimental, porque não somente o resultado do teste de carga de fratura garante a um material ser ideal para restaurar um dente enfraquecido, mas sim que tipo de falha ele irá causar quando uma fratura vier a ocorrer, ou seja, se o prognóstico será favorável ou não (Soares et al., 2004). Quando a fratura ocorre acima do limite amelocementário, o prognóstico do dente em relação ao tratamento restaurador é melhor, quando a fratura ocorre abaixo do limite amelocementário, geralmente faz-se necessária a cirurgia periodontal para aumento de coroa clínica, dificulta-se o tratamento restaurador. No caso de fraturas se estendendo ao longo da raiz, geralmente o prognóstico é a extração dentária. O preparo cavitário fragiliza o elemento dentário, e quanto mais invasivo for esse preparo, mais suscetível à fratura será esse dente (Mondelli et al., 1980). No caso de tratamento endodôntico, no qual existe uma grande quantidade de estruturas dentárias removidas, as fraturas têm sido descritas como mais severas, aumentando a incidência de envolvimento periodontal (Soares et al., 2008). Os padrões do modo de fratura foram consistentes nos três grupos, independentemente do tipo de material usado na cavidade pulpar, quase todos os dentes demonstraram modo de fratura tipo III, com fratura da cúspide lingual, que pode ser explicado pela anatomia da cúspide lingual, que parece para ser mais propensa a fratura (Khers et al. 1990), provavelmente a distribuição desfavorável de tensões durante a mastigação. A análise de elementos finitos demonstrou o acúmulo de tensões na cúspide lingual no nível da cavidade pulpar o que também explica a prevalência de fraturas ocorridas nesta região. A conservação de estruturas no interior do canal radicular e no assoalho da câmara pulpar no preparo das amostras é outro fator que pode ter explicado a similaridade de fratura entre os grupos testados.

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

A correlação entre dureza e partículas de carga tem sido mostrado previamente (Say, 2003), Filtek Z350 XT apresentou maiores valores de DV, VH em relação aos cimentos de ionômero de vidro, e este fato pode estar relacionado com o tipo e a quantidade de carga inorgânica em volume na sua composição (Yap et al., 2003).

Cimentos de ionômero de vidro convencionais (GICs) são formados por uma reação de neutralização ácido-base entre o ácido poliacrílico e partículas de vidro de aluminossilicato, o que resulta em um material relativamente frágil em comparação com resina composta (Bagheri, 2013). Os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (RMGI), além da reação de presa ácido-base típica dos ionômeros convencionais, sofrem reação adicional de polimerização e estas reações podem ser auto ou foto-ativada, pois apresentam em sua composição, monômero orgânicos polimerizável geralmente o HEMA - hidroxietilmetacrilato (Silva, 2010).

Nos grupos RMGI+RC e GI+RC, o que diferenciou os dois grupos foi o material usado na câmara pulpar. Os materiais Vitremer e Ketac Fill não apresentaram diferenças estatísticas na DV entre si, mas significativamente inferiores à Filtek Z350 XT. Este resultado pode ser atribuído à reação de ácido/base, entre o ácido poliacrílico e as partículas de vidro de aluminossilicato, o que resulta em um material relativamente frágil em relação às resinas compostas. Já em relação ao ionômero modificado por resina os valores menores de dureza Vickers em relação à resina composta provavelmente é atribuída à menor quantidade de componente de resina polimerizada (Bagheri, 2007). Porém esta menor dureza, inicialmente levando a considerar maior fragilidade, favorece o desempenho destes materiais no interior da câmara pulpar, refletindo em melhor desempenho biomecânico dos grupos que utilizaram este tipo de material no interior do canal radicular.

Neste estudo observou-se que o módulo de elasticidade diminuiu à medida que a profundidade da cavidade aumentou para o grupo RC, possivelmente devido à deficiência de polimerização na região mais profunda da restauração. Cheng e Douglas (1999) obtiveram resultados semelhantes ao investigar a relação do módulo de elasticidade com a profundidade da cavidade. O aumento do grau de conversão, devido ao aumento da força de união entre as partículas orgânicas, resulta em aumento na rigidez do material, justificando estes resultados (Gao et al., 2011; Ilie e Hickel, 2011).

As partículas de vidro do pó do ionômero de vidro têm a função de material de preenchimento e são responsáveis pelas propriedades de resistência e rigidez (Aguiar *et al.*, 2008). O material Vitremer, Ketac Fill

mostraram-se constantes em toda cavidade pulpar, fato que pode ser explicado pela reação ácido-base e uma contínua polimerização do radical livre, após a remoção da luz, o que pode assegurar a cura completa do material para o Vitremer (Palma-Dibb et al., 2002), provavelmente, o tamanho e forma das partículas de vidro podem ser responsável pelo valor inferior de E.

Ao analisar a contração pós-gel volumétrica dos materiais percebe-se que a Filtek Z350 XT apresentou valor de contração volumétrica de 0,54% do seu volume sendo estatisticamente maior que os valores observados para o Vitremer e do Ketac Fill. A resina composta Filtek Z350 XT apresentou maior valor de contração pós-gel devido à composição da sua matriz que é à base de BisGMA. O Vitremer possui em sua composição a presença do monômero hidrofílico HEMA (2-hidrioxoetilmetacrilato) na porção líquida do material, gerando contração de polimerização (Cury et al., 2006). O HEMA, sendo um radical hidrofílico polar, induz a aproximação das moléculas de água, que são mantidas no interior das cadeias poliméricas através de pontes de hidrogênio e forças de van der Walls (Ferracane, 2006). O Vitremer apresentou menor contração pós-gel volumétrica (0,18%) do que a Filtek Z350 XT, provavelmente devido à concentração em peso do monômero HEMA no líquido do cimento de ionômero de vidro. O Ketac Fill apresentou o menor valor de contração volumétrica de cura (0,075%). Como o Ketac Fill é um ionômero de vidro convencional, por ter uma reação de presa química, segundo Mount (1996), possuem um grau limitado de contração. Os CIV convencionais mostram um grau limitado de contração (até 2-3%) por um curto período. Entretanto, por ser uma reação de presa química, a contração ocorrerá internamente em direção ao assoalho da cavidade e a união de troca iônica com a estrutura do dente não estará sujeita a geração de tensões indesejáveis.

6.4. Análise por elementos finitos

A associação de metodologias computacionais como elementos finitos, fornecem características do comportamento biomecânico do complexo dente-restauração. Esta metodologia auxilia o entendimento de resultados de ensaios mecânicos destrutivos, no que diz respeito à obtenção de informações sobre o comportamento interno do complexo restaurador. O método de elementos

consiste em análise numérica computacional, para calcular a condição complexa das distribuições de tensões em vários corpos (Versluis e Tantbirojn, 2009).

Neste estudo o método de elementos finitos foi realizado antes da metodologia experimental de extensometria, com o intuito de explicar os fenômenos ultraestruturais que não podem ser detectados (Ausiello et al., 2011). A análise de elementos finitos demonstrou que o grupo RC apresentou maiores concentrações de tensões de polimerização que os grupos que empregaram cimento de ionômero de vidro. Este comportamento deve estar associado com o alto módulo de elasticidade e alta contração pós-gel, verificado nos materiais da cavidade pulpar e cavidade coronária. Segundo Meira et al., 2007, o maior módulo de elasticidade do material, aumenta as tensões geradas pela polimerização. O trabalho de Kleverlaan, Feilzer (2005) também mostrou forte correlação linear entre módulo de elasticidade e contração e entre contração de polimerização e tensão gerada na interface dente/restauração.

Os grupos RMGI+RC e GI+RC apresentaram menores concentrações de tensões, isto pode ser explicado pelo Vitremer e Ketac Fill terem apresentado menor módulo de elasticidade e menor contração pós-gel, gerando a capacidade de absorver as tensões de polimerização. Materiais que contraem pouco apresentam pouca capacidade de defletir a estrutura com o aumento da rigidez e contração do material e consequentemente de transferir estas tensões residuais para a estrutura dentária remanescente (Verluis et al., 2009, Meira et al., 2011, Soares et al., 2013, Bicalho et al., 2013). Além disso, o uso destes materiais ionoméricos no preenchimento da câmara pulpar proporciona redução do volume de resina composta para preencher a câmara pulpar.

A deformação dos nós correspondentes com a região de esmalte onde foram fixados os extensômetros experimentalmente apresentou o mesmo comportamento da deformação captada pelos sensores da extensometria, ocorrendo à validação do modelo computacional com o ensaio mecânico. Concentrações de tensões são observadas na região da cavidade pulpar nas cúspides linguais, em todos os grupos, mostrando que essas regiões são áreas de risco para possíveis falhas ou fraturas da restauração.

Considerações clínicas

Os protocolos restauradores testados modificaram significativamente o comportamento biomecânico de molares tratados endodonticamente. Portanto, é importante ressaltar a indicação do cimento de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina no preenchimento da câmara pulpar antes do uso da técnica incremental com resina composta direta. Esta combinação é benéfica na redução da tensão de cúspide e aumenta a resistência à fratura. Com o uso do ionômero na câmara pulpar há ainda outro benefício que é a maior facilidade de acesso ao canal radicular na necessidade de retratamento endodôntico pela maior facilidade de desgaste do ionômero, prevenindo desgaste desnecessário de dentina da câmara pulpar. A definição entre qual dos dois cimentos testados neste estudo fica a cargo do balanço por parte do profissional na melhor relação custo/benefício analisando o menor custo de cimentos ionoméricos convencionais e o menor tempo clínico gerado pelo ionômero de vidro modificado por resina.

Este estudo mostrou a similaridade de desempenho que acaba por mostrar que esta associação de ionômero de vidro no preenchimento da câmara pulpar frente a estes achados abre a possibilidade de indicar ao clínico o uso do cimento de ionômero de vidro para preencher a câmara pulpar. Estudos clínicos devem ser estimulados para analisar se este protocolo pode potencializar o desempenho clínico das restaurações diretas em dentes posteriores tratados endodonticamente.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

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

1. Os protocolos restauradores testados modificaram significativamente o comportamento biomecânico de molares tratados endodonticamente.
2. Os resultados encontrados nos ensaios experimentais, mais especificamente em relação à deformação de cúspide medida pelo ensaio de extensometria apresentaram grande similaridade com os dados encontrados na análise de elementos finitos.
3. O uso de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina no preenchimento da câmara pulpar quando comparado ao uso de resina composta, reduz a deformação de cúspide, aumenta a resistência à fratura e melhora a distribuição de tensões em molares restaurados com resina composta.

REFERÊNCIAS*

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

REFERÊNCIAS

1. Aguiar DA, et al. Avaliação das propriedades mecânicas de quatro cimentos de ionômero de vidro convencionais utilizados na cimentação de bandas ortodônticas. **Rev Dental Press Ort Ortop Facial**, 13(3): 104-111, 2008.
2. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restoration. **Oper Dent.** 26:406-11, 2001.
3. Anusavice KJ. **Phillips, Materiais Dentários**. 11^aed., Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.
4. Aratani M, Pereira AC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Compressive strength of resin-modified glass ionomer restorative material: effect of P/L ratio and storage time. **J Appl Oral Sci.** 2005 Dec; 13(4): 356-9.
5. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. **Dent Mater.** 1995 Nov; 11(6):359-62.
6. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resinbased composites. **J Biomech.** 2001; 34(10): 1269-77.
7. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. **Dent Mater.** 2011;27(5):423-30.
8. Bagheri R, Burrow MF, Tyas MJ. Comparison of the effect of storage media on hardness and shear punch strength of toothcolored restorative materials. **Am J Dent.** 2007;20:329–334
9. Bagheri R, Taha N, Azar M, Burrow M. Effect of G-Coat Plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements. **Aust Dent J.** 2013 Dec;58(4):448-53.
10. Baudin C, Osorio R, Toledano M, De Aza S. Work of fracture of a composite resin: Fracture-toughening mechanisms. **J Biomed Mater Res A.** 2009; 89: 751-8.
11. Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part I: Cuspal

- Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. **Oper Dent.** 2013 Oct 22. *In press*
- 12 Bicalho A, Valdívia A, Barreto B, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. **Oper Dent.** 2013 Oct 14. *In press*
13. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. **Dent Mater.** 2010 Dec; 26(12): 1144-50.
14. Boroujeni PM, Mousavinasab SM, Hasanli E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. **J Investig Clin Dent.** 2014 Jan 11. *In press.*
15. Bullard RH, Leinfelder KF, Russell CM. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. **J Am Dent Assoc.** 1988 Jun; 116(7): 871-4.
16. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent.** 1992; 20(3):131-9.
17. Cadenaro M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. **Dent Mater.** 2008 May; 24(5): 681-5.
18. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and trans tooth-illumination techniques. **J Am Dent Assoc.** 2011 Oct; 142(10): 1176-82.
19. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent.** 21(1): 17-24, Jan./Feb., 1996.
20. Cerutti A, Flocchini P, Madini L, Mangani F, Putignano A, Docchio F. Effects of bonded composite vs amalgam on resistance to cuspal deflection for endodontically-treated premolar teeth. **Am J Dent.** 2004; 17(4): 295-300
21. Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. **Dent Mater.** 2004 May; 20(4): 345-51.
22. Craig RG. **Restorative dental materials.** St Louis, MO: The C.V. Mosby Company; 1985

23. Cury, A.H. et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. **J Endod.**, 32, 537-540, 2006.
24. Dauvillier BS, et al. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. **J Dent Res.** 79(3): 818-23, 2000.
25. Davidson CL. Glass-ionomer bases under posterior composites. **J Esthet Dent.** 1994; 6: 223-4.
26. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. **J Prosthet Dent.** 2003;90:591-7.
27. Denisova LA, Maev RG, Poyurovskaya IY, Grineva TV, Denisov AF, Maeva EY, Bakulin EY. The use of acoustic microscopy to study the mechanical properties of glass-ionomer cement. **Dent Mater.** 2004 May; 20(4): 358-63.
28. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. **J Dent Res.** 1986 Feb;65(2):149-53.
30. Ersoz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J Oral Rehabil.** 2000;27(9):769-73.
31. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. **Dent Mater.** 1995 Nov;11(6):354-8.
32. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent Mater.** v.22, p.211-222, 2006.
33. Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. **J Dent.** 2003 Jan;31(1):59-66.
34. Garcia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal.** 2006; 11: 215-20.
35. Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G. Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylatebased composites. **Am J Dent.** 2011 Apr;24(2):97-102.
36. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vílchez-Díaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. **Oper Dent.** 2006 Jan-Feb;31(1):33-8.

37. Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites. **J Dent.** 2003 May;31(4):231-9.
38. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. **Endod Dent Traumatol.** 1990 Apr;6(2):49-55.
40. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. **Aust Dent J.** 2011 Jun;56 Suppl 1:59-66.
41. Jantarat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. **J Dent.** 2001 Jan;29(1):75-82..
43. Kkers SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. **J Prosthet Dent.** 1990;64:139-47.
44. Kim, Y.; Hirano, S.; Hirasawa T. Physical properties of resin-modified glass-ionomers. **Dent Mater J.** v.17, n.1, p. 68-76, 1998.40.
45. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. **Oper Dent.** 2011 May-Jun;36(3):326-34.
46. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dent Mater.** 2005 Dec;21(12):1150-7
47. Kramer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid vs. Fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. **Dent Mater.** 2009 Jun;25(6):750–9.
48. Krejci I, Stavridakis M. New perspectives on dentin adhesion differing methods of bonding. **Pract Periodontics Aesthet Dent.** 2000 Oct;12(8):727-32.
49. Krejci I, Lutz F, Krejci D. The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional class II composite resin restorations. **Quintessence Int.** 1988;19:191–8
50. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003 Dec;23(6):543-55.
51. Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored

- with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent.* 2005 Jan-Feb;30(1):9-15.
52. Meira JB, Braga RR, de Carvalho AC, Rodrigues FP, Xavier TA, Ballester RY. Influence of local factors on composite shrinkage stress development—a infinite element analysis. *J Adhes Dent.* 2007;9(6):499-503.
53. Meira JBC, Braga RR, Ballester RY, Tanaka CB, Versluis A. Understanding contradictory data in contraction stress tests. *J Dent Res.* 2011;90(3):365-70.
55. Mondelli, J.; *et al.* Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosth Dent.*, v.43, n.4, p.419-422, Apr. 1980.
57. 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.
58. Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res.* 1984 Aug;63(8):1075-8.
59. Mount GJ. Clinical placement of modern glass ionomer cements. *Quintessence Int.* n. 2, v. 24, p. 99-107, 1993.
60. Mount GJ. **Atlas de cimentos de ionômero de vidro;** guia para o clínico. 2.ed. São Paulo: Santos, 1996. 150 p.
62. Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. The fracture behavior of premolar teeth with class II cavities restored by both direct composite restorations and endodontic post systems. *J Dent.* 2008;36:444–9.
63. Oskoee, S.S. *et al.* In vitro fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars. *Oper Dent.*, v.32, n.5, p.510-514, Sep-Oct. 2007
64. Palma-Dibb RG, Palma AE, Matson E, Chinelatti MA, Ramos RP (2002) Microhardness of esthetic restorative materials at different depths. *Mat Res* 6:85–90
65. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002 Spring;4(1):73-80.

66. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunkzac MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. **J Dent.** 1991; 19: 312-6.
67. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater.** 1991 Jul;7(3):186-90.
68. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. **Dent Mater.** 1997;13(4):233-9
69. 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.
70. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. **Oper Dent.** 2003;28:628–634.
71. Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. Wear and hardness of different core build-up materials. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2009 Oct;91(1):71-9.
72. Silva, R. J. et al. Propriedades dos cimentos de ionômero de vidro: uma revisão sistemática. **Odontol Clín Cient.**, v. 9, n. 2, p. 125-129, abr./jun. 2010.
73. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic MOD systems. **Quintessence Int.** 2004;35:281-6.
74. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005;19(1):11-6.
75. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent.** 2006;95(6):421-9.
76. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod.** 2007 May;33(5):603-6. Epub 2007 Mar 26.

77. 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.
78. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008a;34(8):1015-9.
79. Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, et al. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-from-biomedical-applicationsto-industrial-developments/finite-element-analysis-in-dentistry-improving-the-quality-oforal-health-care>: InTech; 2012b
80. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. **J Adhes Dent.** 2013 Aug;15(4):341-50.
81. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008Jan;99(1):30-7.
82. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.** 2008 Feb;99(2):114-22.
83. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. **J Endod.** 1999;25(1):6-8.
84. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15(11):512-6.
85. Reis A, Loguercio AD. Materiais Dentários Restauradores Diretos – dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Ed Santos; 2007.
86. 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

87. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. **J Dent.** 2011 Aug;39(8):527-35.
88. Takahashi CU, De Cara AA, Contin, I. Resistência à fratura de restaurações diretas com cobertura de cúspide em premolares superiores endodonticamente tratados. **Pes Odont Bras.**, São Paulo, v.15, n.3, p.247-251, Jul.-Sep. 2001.
89. Tantbirojn D, Versluis A, Cheng YS, Douglas WH. Fracture toughness and microhardness of a composite: do they correlate? **J Dent.** 2003 Feb;31(2):89-95.
90. Tantbirojn D, Chongvisal S, Augustson DG, Versluis A. Hardness and postgel shrinkage of preheated composites. **Quintessence Int.** 2011 Mar;42(3):e51-9.
91. Van Dijken JW, Kieri C, Carlen M. Longevity of extensive class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass-ionomer cement. *Journal of Dental Research* 1999;78:1319-25.
92. 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.
93. 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.
94. 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.
95. Versluis A, Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? **J Tenn Dent Assoc.** 2011 Spring;91(2):36-42; quiz 42-3.
96. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. **Dent Mater.** 2000 Mar;16(2):129-38.
97. Yamazaki T, Schricker SR, Brantley WA, Culbertson BM, Johnston W. Viscoelastic behavior and fracture toughness of six glass-ionomer cements. **J Prosthet Dent.** 2006;96(4):266-72.

98. Yap AU, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil.* 2003 Jan;30(1):1-8.
99. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1002-7. Epub 2005 Dec 13...
101. Willson, A.D.; Kent, B.E. A new translucent cement for dentistry: The glass ionomer cement. *Br Dent J.*, London, v.132, n.04, p.133-135, Feb. 1972.
103. Zhan Liu, Yingli Qian, Dan Liu, Jinbo Yang and Yubo Fan; Stress analysis of first permanent mandibular molar with class 1 restorations of different cement bases by occlusive load: A finite element analysis; *Int J Numer Meth Biomed Engnig.* 2010; **26**:1371–1379

ANEXOS

Anexo 1



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito do protocolo restaurador na deformação de cúspides e tensões geradas em molares tratados endodonticamente

Pesquisador: Carlos José Soares

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 06257012.1.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/UFU/ MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 197.749

Data da Relatoria: 18/12/2012

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta as cartas necessárias para a execução da pesquisa: termo de compromisso da equipe executora, folha de rosto, autorização da Instituição onde será realizada a pesquisa, declaração da Instituição coparticipante.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Atendeu a pendência apontada no parecer 174.002.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final: dezembro de 2013.

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 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.

b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador:

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

✓ 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 195/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na Integra, por ele assinado (Item IV.2.d).

✓ 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 Item III.3.z), 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 (Item V.3) que requeram ação imediata.

✓ O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do 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). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma.

UBERLÂNDIA, 15 de Fevereiro de 2013

Assinador 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	