UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DO CURSO DE ODONTOLOGIA

KARINA GOMES DE SIQUEIRA
0152540

AVALIAÇÃO DA FENDA DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE DOIS TIPOS DE RESINAS COMPOSTAS UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DE PINOS ANATÔMICOS

Porto Alegre
2010

KARINA GOMES DE SIQUEIRA

Avaliação da fenda de contração de polimerização de dois tipos de resinas compostas utilizadas na confecção de pinos anatômicos.

Trabalho de Conclusão de Curso, a ser apresentado à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para a obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientadora:
Profª. Drª. Andréa de Azevedo Brito Conceição

Porto Alegre
2010

KARINA GOMES DE SIQUEIRA

Avaliação fenda de contração de polimerização de dois tipos de resinas compostas utilizadas na confecção de pinos anatômicos.

Trabalho de Conclusão de Curso, a ser apresentado à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para a obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientadora:
Profª. Drª. Andréa de Azevedo Brito Conceição

Porto Alegre
2010

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à minha família, meus incentivadores e fãs incondicionais em qualquer situação, sem eles nada disso seria possível.

À profª Drª Andrea de Azevedo Brito Conceição, pela ótima orientação e grande dedicação a esse trabalho.

Aos meus colegas da ATO 2010/2, que se tornaram uma segunda família nesses 5 anos de Universidade. Em especial, à Bianca Heck, Bruna Selbach, Bruna Mua, Carolina Hoppe, Carolina Machado, Eduardo Lombardo e Renata d'Amore, amigos e companheiros em todos esses momentos.

Ao Laboratório de Materiais Dentários da FO-UFRGS, por ceder suas instalações e equipamentos.

Às empresas 3M ESPE e FGM pelo patrocínio.

Ao professor Fernando Neves Hugo, pela disponibilidade e grande ajuda na finalização desse trabalho.

Às minhas amigas “glamourosas”, sempre presentes e com quem eu sei que posso contar sempre.

RESUMO

A técnica do pino anatômico vem sendo bastante difundida para reforçar raizes fragilizadas em restaurações de grande porte. O reembasamento do pino de fibra de vidro com resina composta permite um melhor preenchimento do canal, evitando grandes espessuras de cimento. O presente estudo avaliou a fenda de contração de polimerização de dois tipos de resinas compostas: uma convencional a base de metacrilato (Filtek Z350 XT/3M ESPE) e uma de baixa contração a base de silorano (Filtek P90/3M ESPE), utilizadas para revestir pinos de fibra de vidro WhitePostDC/FGM. Foram confeccionados 12 corpos de prova para cada grupo. O pino de fibra de vidro foi preparado com silano e adesivo e, após, foi inserido em uma perfuração posicionada no centro de uma matriz metálica de 6 mm de diâmetro interno e 6 mm de altura, a qual foi posteriormente preenchida pela resina composta. Logo após, a superfície da resina foi recoberta com uma matriz de poliéster e pressionada com uma placa de vidro para a remoção dos excessos de resina. A seguir, essa foi fotopolimerizada por 40 segundos através do aparelho fotopolimerizador tipo LED SmartLite PS (Dentsply), com densidade de 950 mW/cm². As amostras foram armazenadas em estufa biológica por 24 horas. Após esse tempo, a superfície pino/resina foi levada a uma politriz para o seu polimento superficial. Posteriormente, os corpos de prova foram metalizados para a análise da fenda de contração de polimerização em um microscópio eletrônico de varredura (JSM 5800). As medições foram feitas em 4 pontos para cada corpo de prova, na interface da matriz metálica e a resina composta, em áreas correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas. O cálculo da média aritmética dos valores das fendas observadas no MEV, foi de 7,55 (± 2,84) μm para o grupo Filtek Z350 XT (3M ESPE) e de 0,66 (± 1,33) μm para a Resina Filtek P-90 (3M ESPE) . Os valores foram analisados pelo teste estatístico de U Mann-Whitney, com nível de significância de 5%, mostrando que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que os pinos anatômicos confeccionados com a resina P90 apresentaram as menores fendas de contração.

Palavras chaves: pino anatômico, resina composta a base de metacrilato, resina composta a base de silorano, contração de polimerização

ABSTRACT

This study evaluated the polymerization shrinkage gap of anatomic posts made with two types of composites: a conventional methacrylate based (Filtek Z 350XT - 3M ESPE) and a low-shrinkage Silorane based (Filtek P90-3M ESPE). The fiber glass post was inserted in the center of a metal matrix of 6 mm internal diameter and 6 mm high, which was subsequently filled with resin. The post was centered with the aid of a guide with a diameter equal to the matrix. After a plate of glass was pressed on the surface of the resin for removal of excess, with subsequent photopolymerization for 40 seconds with LED curing unit type FreeLight Elipar (3M ESPE). After the surface of the resin/post was polished in a polishing machine. The samples were metallized and taken for analysis of polymerization shrinkage gap in a scanning electron microscope (JSM-5800). Measurements were made at 4 points for each specimen at the interface of matrix and composite and the composite resin and fiber post, in areas corresponding to 3, 6, 9 and 12 hours. The results were tested using the U Mann-Whitney , with the significance level of 5% and showed the following average values for each group: Z350 (7,55 μm) and P90 (0,66 μm), demonstrating statistically significant differences in relation to the gap of contraction. Based on these results, we concluded that the resin composite Filtek P90 showed the lowest polymerization shrinkage when compared to resin Filtek Z350.

Keywords: anatomic post, composite methacrylate based, composite silorane based, polymerization shrinkage .

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 8
2 OBJETIVOS..... 10
2.1 Objetivo principal..... 10
2.2 Objetivo secundário..... 10
3 REVISÃO DE LITERATURA..... 11
4 MATERIAIS E MÉTODOS..... 18
4.1 Delineamento do estudo..... 18
4.2 Materiais utilizados..... 18
4.3 Cálculo da amostra..... 19
4.4 Confecção dos corpos de prova..... 20
4.5 Mensuração da fenda de contração de polimerização..... 22
5 RESULTADOS..... 23
6 DISCUSSÃO..... 24
7 CONCLUSÃO..... 27
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS …..... 28

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente são conhecidos por apresentarem maiores riscos de falhas biomecânicas e serem supostamente mais fracos do que dentes vitais. Os núcleos metálicos fundidos foram por muito tempo, em várias situações clínicas, a principal indicação para a restauração desse tipo de dente. Porém, além de necessitarem de uma etapa laboratorial para sua confecção, esses núcleos possuem alto módulo de elasticidade, ao contrário da dentina, resultando em complexas combinações de materiais com diferentes graus de rigidez (KALKAN *et al*. 2006; MANOCCI *et al*. 1999; CONCEIÇÃO *et al*., 2007).

Estudos sugerem que procedimentos restauradores mais invasivos devem ser usados somente quando há substância dentária remanescente insuficiente para apoiar a restauração final (CHEUNG, 2005), pois a desidratação dentinária ocasionada pela perda da irrigação sanguínea parece pouco para justificar isoladamente a necessidade de sempre se utilizar esse protocolo (CHEUNG, 2005; CONCEIÇÃO *et al*., 2006).

Com o surgimento dos pinos pré-fabricados, foram ampliadas as opções restauradoras mais conservadoras para a recuperação de dentes com extensa perda tecidual, além de possibilitar sua confecção de forma direta, em uma única sessão. Os primeiros a serem desenvolvidos foram os pinos metálicos, mas devido a algumas limitações como o alto módulo de elasticidade, corrosão e cimentação não adesiva, foram substituídos inicialmente pelos pinos intra-radiculares reforçados por fibras de carbono e, algum tempo depois, pelos pinos de fibra de vidro, os quais possuem o módulo de elasticidade semelhante à dentina, além de serem capazes de fazer adesão à resina composta, permitindo distribuir uniformemente as forças oclusais ao longo da raiz e formação de um corpo único. Os pinos de fibra de vidro, por serem brancos ou translúcidos, promovem uma maior estética, sendo, portanto, os mais indicados para restaurações em dentes anteriores (PLOTINO *et al.*, 2007).

O formato do pino a ser empregado e a seleção do tipo e da técnica de aplicação do sistema adesivo/cimento resinoso é de fundamental importância para se obter um melhor desempenho clínico e uma adequada fixação no canal radicular. Os pinos de dupla conicidade, por apresentarem o formato similar ao do canal, determinan menor desgaste de tecido hígido, além de proporcionarem uma maior retenção do pino no conduto radicular. Em relação ao sistema adesivo, um recente estudo demonstrou que a utilização de sistemas de dupla polimerização associado ao cimento resinoso dual promoveu maior retenção dos pinos de

fibra ao canal radicular. A técnica de inserção do cimento também influencia na adequada cimentação do pino. A aplicação do agente cimentante com seringas específicas permite uma distribuição mais uniforme do cimento resinoso, aumentando a retenção do pino no conduto radicular. Além disso, o diâmetro e o comprimento do pino intraradicular devem ser considerados (CONCEIÇÃO *et al*., 2006.; CONCEIÇÃO *et al*., 2007; D'ARCANGELO *et al.*, 2008; NUNES *et al.*,2009).

Nos materiais resinosos utilizados atualmente, a ocorrência da contração de polimerização ainda é um efeito adverso bastante comum. Esses materiais são utilizados em uma grande variedade de procedimentos odontológicos diretos e indiretos, dentre estes, a cimentação de onlays, laminados de porcelana, pinos intra-radiculares entre outros tipos de próteses fixas. A magnitude do estresse de contração é dependente da configuração da cavidade (fator C), da natureza do material, da carga inorgânica e das propriedades visco-elásticas. Além disso, a taxa de polimerização também influencia na quantidade de estresse (ANUSAVICE *et al*., 2005; CADENARO *et al.*, 2008).

Recentemente, foi desenvolvida uma resina composta com contração de polimerização abaixo de 1%. A matriz dessa resina composta é baseada na molécula de silorano, ao invés do metacrilato. Com isso, o estresse de contração foi reduzido e ainda pode se apresentar menor, dependendo da técnica de polimerização utilizada (LOPES, 2008).

A associação dos pinos de fibra de vidro com resina composta é uma técnica que permite o preenchimento de condutos radiculares amplos, melhorando a adaptação desses às suas paredes. Esta técnica vem sendo chamada de pino anatômico. Para tal, se utiliza o pino de fibra envolvido por uma resina a base de metacrilato, que vai modelar o canal. A fotopolimerização é realizada fora do conduto radicular e o pino anatômico passa a ser cimentado no canal posteriormente. Porém, devido à contração de polimerização da resina, os pinos anatômicos podem apresentar pequenas desadaptações. A confecção de pinos anatômicos com uma resina a base de silorano, que tem contração de polimerização abaixo de 1%, pode ser uma alternativa, uma vez ela pode melhorar a adaptação desses pinos às paredes do conduto radicular.

A partir dessa hipótese, o objetivo desse estudo foi verificar o grau de contração de polimerização de pinos anatômicos confeccionados com uma resina composta de baixa contração e uma resina composta convencional. A contração de polimerização foi avaliada na interface resina/matriz metálica, através de microscopia eletrônica de varredura.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo principal

O objetivo desse estudo é avaliar a contração de polimerização de uma resina composta convencional e uma resina composta de baixa contração utilizadas para a confecção de pinos anatômicos, através de microscopia eletrônica de varredura.

2.2 Objetivo secundário

Mensurar e comparar a fenda de contração de polimerização na interface resina composta/matriz metálica com resina composta convencional e de baixa contração, através da microscopia eletrônica de varredura.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Alguns estudos sugerem que dentes endodonticamente tratados são mais frágeis e podem sofrer fraturas mais facilmente do que os dentes hígidos, pois com o tratamento endodôntico o dente perde o conteúdo de água e o colágeno da dentina sofre alterações. Porém, outros estudos referem que a perda da estrutura dentária, por de cáries, traumas, ou ambos, é a principal causa responsável por tornar o dente endodonticamente tratado mais suscetível a fraturas (MANNOCCI, *et al.*, 1999; GIOVANI, *et al.*, 2009). Uma revisão de literatura mostrou que os procedimentos endodônticos originam uma redução da rigidez do dente em apenas cinco por cento. O preparo cavitário oclusal, por outro lado, causou uma redução de rigidez das cúspides em vinte por cento e um preparo cavitário mesio-ocluso-distal causou uma redução em sessenta e três por cento. Com isso, os autores concluíram que os procedimentos endodônticos não enfraquecem consideravelmente os dentes que mantém as cristas marginais intactas (CHEUNG, 2005).

Em dentes endodonticamente tratados, a utilização de um pino intrarradicular deve ser considerada especialmente quando a estrutura dentária remanescente é insuficiente para apoiar a restauração final, em dentes com raízes fragilizadas, dentes com ampla perda tecidual e que são pilares de prótese fixa ou são dentes guias de desoclusão. O objetivo principal é manter um núcleo de apoio à restauração coronária. (KALKAN *et al.*, 2006; MANNOCCI, *et al.*, 1999; CHEUNG, 2005, CONCEIÇÃO *et al.*, 2007) Entretanto, diferente do que já foi tradicionalmente defendido, os pinos não aumentam a resistência da estrutura dentária (PLOTINO *et al.*, 2007; CHEUNG, 2005; LANZA *et al.*, 2005).

Existem muitas discussões na literatura a respeito do material e da técnica mais adequados para a restauração de dentes com canais radiculares tratados (KIVANÇ *et al*., 2009). Porém, foi observado que o pino radicular deve acompanhar os movimentos de flexão natural da estrutura dentária, algo que um pino de metal muito rígido não consegue fazer. Assim, o metal muito rígido cria zonas de tensão, tanto na dentina, quanto na interface do cimento e do pino, podendo causar rachaduras ou fraturas (LANZA *et al*., 2005).

Os pinos de metal fundido foram utilizados por muitos anos, entretanto, atualmente existem novos sistemas de pinos disponíveis. Entre os materiais utilizados para restaurações estéticas, os pinos de fibra de vidro ganharam popularidade devido às suas propriedades biomecânicas favoráveis (GIOVANI *et al*., 2009).

O pino ideal e o material do núcleo devem ter propriedades físicas, tais como módulo de elasticidade, resistência, compressão e coeficiente de expansão térmica semelhantes aos da dentina (CHEUNG, 2005). Alguns pinos pré-fabricados possuem essas características, permitindo uma melhor dissipação das forças intra-orais em todo o dente, além de apresentarem biocompatibilidade, maior resistência à corrosão, qualidade estética, capacidade de se unir à estrutura do dente e ser de fácil remoção quando necessário. Outro fator importante é que esses pinos suprimem a etapa laboratorial (MARCHI, MITSUI e CAVALCANTI, 2008).

A seleção do pino deve ser feita buscando a melhor adaptação ao canal, considerando a forma e o tamanho, visando remover menos dentina e obter maior retenção. Os pinos cilíndricos conferem uma maior retenção no conduto radicular, mas necessitam de um desgaste adicional para sua adaptação no canal. Pinos cônicos requerem uma menor remoção na quantidade da estrutura dentária, devido a sua semelhança com o formato do canal radicular, porém, são menos retentivos. Já os de dupla conicidade apresentam o seu formato similar ao conduto radicular preparado, com isso, menos desgaste para sua adaptação é necessário, além de permitirem uma menor espessura de cimento no terço cervical do preparo, conferindo uma maior retenção do pino no conduto radicular. Os pinos lisos permitem maiores valores de resistência adesiva à dentina, devido à formação de uma linha mais uniforme de cimento, totalmente em contato com a superfície, diferente dos pinos serrilhados, que não permitem essa uniformidade na linha de cimento, que se concentra nas serrilhas do retentor (REIS *et al.*, 2008, CONCEIÇÃO *et al.,* 2007).

Estudos sugerem que o comprimento do pino é um dos fatores relacionados com a resistência da raiz, e que ele deve ter dois terços do comprimento dela, ou, quando isso não for possível, o pino deve ter pelo menos o mesmo comprimento da coroa clínica. Em casos onde o comprimento ideal não pode ser alcançado, o pino deve estender-se em pelo menos metade do comprimento radicular (GIOVANI *et al,*2009, CHEUNG, 2005). Esses autores também observaram que pinos que se estenderam até metade do comprimento da raiz se comportaram de modo semelhante aos que ocupavam dois terços desse comprimento ideal, sendo, portanto, uma boa recomendação em situações em que esse último comprimento não pode ser alcançado, como em raízes curvas, por exemplo. Ou seja, quanto maior o comprimento do pino, mais retentivo ele se torna, visto que o diâmetro do retentor tem efeito mínimo em sua retenção (REIS *et al.*,2008).

Além da configuração do pino, o agente cimentante também é determinante para a sua retenção. Um recente estudo avaliando a resistência à flexão de cimentos resinosos com polimerização dual, em comparação com um cimento resinoso autopolimerizável e um cimento de fosfato de zinco, concluiu que essa é afetada pelo tipo de cimento, sendo que os de dupla polimerização apresentaram valores mais elevados (GOUVÊA *et al*., 2008). O agente cimentante mais indicado utiliza justamente o processo de polimerização dual, que requer a exposição de luz para iniciar sua reação, no entanto, já foi relatado que a fotopolimerização de composto resinoso gera mais contração de polimerização (REIS *et al.*, 2008). A utilização de sistemas adesivos associados a cimentos resinosos oferece uma efetiva união à dentina radicular, dessa forma, a seleção do sistema adesivo também é de extrema importância para a uma boa retenção dos pinos intra-radiculares. Segundo Conceição *et al.*, 2006, através de testes laboratoriais, houve maior retenção de pinos intra-radiculares no canal radicular quando foi utilizado o sistema adesivo de dupla polimerização, associado ao cimento resinoso dual, quando comparado ao sistema adesivo fotopolimerizável.

A técnica de inserção do cimento também parece influenciar a retenção do pino à parede radicular. Foi demonstrado que a espessura do cimento resinoso influencia significantemente a força necessária para a remoção do pino. A aplicação do agente cimentante com um instrumento espiral lentulo permite uma melhor distribuição do cimento resinoso em todo o conduto radicular e a formação de uma camada de cimento uniforme, com redução de vazios e bolhas. A injeção do agente com seringas específicas também é relatada como uma técnica eficaz (D'ARCANGELO *et al.*, 2008).

Um estudo de Tjan e Whang, 1985, buscou comparar a resistência à fratura e o padrão de fratura de dentes anteriores com diferentes espessuras de dentina radicular vestibular remanescente. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas causas de falha dos quatro grupos analisados, porém, canais com 1 mm de dentina remanescente nas paredes vestibulares foram aparentemente mais propensos à fratura sob impacto horizontal do que aqueles que tinham 2 ou 3 mm de paredes de dentina vestibular. E a adição de um colar de metal não pareceu aumentar a resistência à fratura radicular.

A capacidade de resistência de uma raiz preenchida por um pino está diretamente relacionada à quantidade de tecido dentário em torno dele, por essa razão o preparo do canal e do pino deve ser feito com cuidado, pois freqüentemente requer a remoção de tecido dentário saudável (MARCHI, MITSUI e CAVALCANTI, 2008). Para evitar a extração de raízes

enfraquecidas, o preenchimento dos defeitos radiculares com materiais restauradores, tais como, cimento de ionômero de vidro e resinas compostas tem sido sugerido (MARCHI *et al.,* 2003).

De modo geral, uma raiz é considerada fragilizada quando a estrutura de dentina apresentada não ultrapassa 1mm ou menos, mais comumente na região proximal. Com a perda significativa de estrutura dentária na porção radicular está indicada a realização de um reforço interno dela. Esse reforço pode ser realizado utilizando sistema adesivo e resina composta, no entanto, o volume de resina composta utilizado para preencher esse espaço gera um elevado fator C, com um estresse de polimerização que pode desfiar a união com a dentina radicular ao longo do canal radicular. Por isso, a confecção de um pino anatômico, com pino de fibra de vidro e resina composta, pode ser mais vantajosa. Essa alternativa reduz a quantidade de cimento resinoso utilizado para a cimentação, minimizando os efeitos de contração de polimerização, além de ter um material mais resistente, no caso da fibra de vidro, preenchendo a maior parte do canal radicular. O pino anatômico é modelado de acordo com o formato e a dimensão do canal radicular, de modo direto, indireto ou semi-direto. (CONCEIÇÃO *et al.,* 2007.)

Apesar de melhorias ocorridas ao longo dos anos e ampla aceitação de materiais restauradores odontológicos a base de metacrilato, o estresse de contração de polimerização desse material ainda é considerado sua principal desvantagem. Vários estudos *in vitro* encontraram uma correlação significativa entre a adaptação marginal ou microfraturas e alto estresse de contração (ILIE e HICKEL, 2009). Com a contração, falhas como a perda da união adesiva na interface dente-restauração, dor pós-operatória, descoloração marginal, cárie recorrente e, por fim, perda da restauração podem ocorrer (CADENARO *et al.*, 2008; DUARTE JR. *et al.*, 2009)

O fator de configuração da cavidade (fator C), expressado pela relação entre as superfícies aderidas e as superfícies livres da restauração, é considerado o principal fator no desenvolvimento do stress de contração em restaurações de resinas compostas. Além disso, fatores como a composição do material (tipo de monômero, tipo e quantidade da carga inorgânica, natureza da matriz polimérica), propriedades viscoelásticas e fatores de polimerização do compósito (taxa de polimerização, técnica de polimerização, técnica de inserção) também influenciam a contração de polimerização (CADENARO *et al.,* 2008; KLEVERLAAN e FEIZLER, 2005).

A contração das reinas compostas convencionais ocorre durante a polimerização, pois as moléculas do monômero se unem através de ligações químicas, formando ua rede polimérica com volume livre reduzido (DUARTE JR. *et al.,* 2009). Quando monômeros próximos reagem, estabelecem uma ligação covalente, a distância entre os dois grupos de átomos é reduzida e há uma redução no volume livre, os quais se traduzem em contração volumétrica (BRAGA, BALLESTER e FERRACANE, 2005).

O monômero que compõe a matriz da resina pode influenciar a taxa de contração de polimerização, tendo um papel fundamental na determinação do estresse de polimerização (CADENARO *et al.,* 2008).

Modificações nas resinas compostas convencionais a base de Bis-GMA, como a adição de novos monômeros (por exemplo, UEDMA, Bis-EMA), em combinação com uma maior quantidade de cargar, a fim de reduzir a contração do material, é um dos métodos que tem sido proposto pelos fabricantes (CADENARO *et al.*, 2008; LOPES, 2008). Na tentativa de reduzir a contração e melhorar as propriedades mecânicas, alguns fabricantes aumentaram o conteúdo de carga das resinas compostas convencionais a base de metacrilato (DUARTE JR. *et al.,* 2009). Uma maior quantidade de carga inorgânica diminui a quantidade de matriz orgânica no compósito, determinando uma diminuição da contração de polimerização (KLEVERLAAN e FEIZLER, 2005).

Compósitos são sólidos com um complexo comportamento viscoelástico. Quando esses compósitos são submetidos a uma carga instantânea que gera tensão abaixo do seu limite elástico, estes materiais sofrem deformação elástica, que é prontamente recuperado com a remoção da carga. Se a carga é aplicada por um determinado período de tempo, estes materiais passam a apresentar deformação viscoelástica, caracterizado por uma combinação de deformação elástica (que é recuperada após a remoção da carga) e deformação plástica (permanente). As mudanças na composição da resina que ocorrem durante os primeiros estágios de conversão são caracterizadas mecanicamente por um aumento na viscosidade e módulo de elasticidade. Como a viscosidade é uma propriedade tempo dependente, sua apresentação no material deve ser relativamente baixa, a fim de ser capaz de render-se as forças de contração e adiar a acumulação do estresse. Depois que o material começa a adquirir o módulo elástico, um tempo de relaxamento de baixa tensão é preferível, para permitir a deformação plástica mais rápida e aliviar as tensões (BRAGA, BALLESTER e FERRACANE, 2005).

Além disso, a taxa de polimerização influencia a quantidade de estresse e, com isso, foi observado que um esforço maior de contração estava relacionado com taxas de polimerização elevadas (KLEVERLAAN e FEIZLER, 2005). Nos compósitos fotoativados, a reação de polimerização rápida praticamente elimina o tempo permitido para o fluxo viscoso e estima-se que a matriz do polímero torna-se "rígida" dentro de segundos, após um relativo baixo grau de conversão e que a magnitude continua a aumentar com o tempo (BRAGA, BALLESTER e FERRACANE, 2005).

Um estudo apresentou duas principais estratégias para reduzir a contração de polimerização: a) redução de sítios reativos por unidade de volume, e b) utilização de diferentes tipos de resinas. Para reduzir a densidade de sítios reativos por unidade de volume pode-se: a) aumentar o peso molecular do grupo reativo e b) aumentar a carga inorgânica. Porém, quando o metacrilato de metila tem seu peso molecular aumentado e, com isso, sua contração reduzida, em contrapartida sua utilização clínica é limitada devido a sua viscosidade, maior aderência e características gerais que comprometem a manipulação e o resultado da restauração com o compósito. O aumento da carga também encontra seu limite em certo nível (WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005).

Visto que algumas dessas modificações sugeridas afetam certas características importantes dos materiais restauradores, novas resinas compostas com menor contração do que as formulações originais foram desenvolvidas. Entretanto, os fabricantes chegaram a um limite de redução da contração de polimerização, visto que esse efeito é uma propriedade intrínseca da matriz de resina e até então todas as resinas compostas tinham a matriz resinosa à base de metacrilato (Bis-GMA) (LOPES, 2008).

Por conseguinte, para reduzir a contração volumétrica, um novo sistema de matriz de resina era desejável (CADENARO, 2008; DUARTE JR. *et al.,* 2009, WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005). Com isso, recentemente, uma nova categoria de polímeros para restaurações adesivas foi introduzida: os compósitos a base de silorano. O nome silorano deriva de suas moléculas constituintes: siloxano e oxirano (DUARTE JR. et al., 2009).

A nova resina combina as principais vantagens de seus componentes individuais: contração de polimerização baixa, devido à abertura do anel do monômero oxirano e aumento da hidrofobicidade, devido à presença de espécies de siloxano. Estudos mostraram que os siloranos apresentam estabilidade e insolubilidade em fluidos biológicos aquosos, além de

apresentaram boa biocompatibilidade e revelarem uma diminuição na sorção de água e coeficiente de difusão, quando comparados com os compostos à base de metacrilato (EICK *et al.,* 2006; ILIE e HICKEL, 2009).

Alguns estudos demonstraram que a contração de polimerização dessa resina foi entre 0,7 e 0,9%, enquanto os compósitos a base de metacrilato tem uma contração volumétrica média variando entre 2,3 e 3,0%, reduzindo, dessa forma, o estresse de contração. Além disso, esse valor poderia ser até menor, dependendo da estratégia de polimerização utilizada (DUARTE JR. *et al*., 2009; LOPES, 2008).

Para um adequado vínculo dos compósitos de silorano aos tecidos dentários, foi necessário desenvolver um adesivo com a mesma matriz resinosa. O adesivo silorano é composto por um 1 primer hidrofílico auto condicionante e um adesivo de revestimento hidrofóbico, formando um sistema adesivo autocondicionante de duas etapas. O condicionamento prévio com ácido fosfórico em esmalte é indicado para um melhor selamento marginal do tecido. Foi demonstrado que o desempenho do adesivo de silorano aderido à estrutura dentária melhorou após o condicionamento ácido, pois apesar de valores de contração reduzidos, esses não são desprezíveis (LOPES, 2008, DUARTE JR. *et al.*, 2009, CADENARO, 2008).

Os compósitos a base de silorano apresentaram boas propriedades mecânicas, quando clinicamente comparados aos bem sucedidos compósitos a base de metacrilato, porém com menor contração e estresse de polimerização (ILIE e HICKEL, 2009; CADENARO, 2008; DUARTE JR. *et al.,* 2009; WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005). Além disso, apresentaram maior estabilidade a luz ambiente (WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005), insolubilidade em fluídos biológicos (EICK *et al.*, 2006) e também se apresentam mais confiáveis quando armazenados em solução de álcool, quando comparado aos compósitos convencionais (ILIE e HICKEL, 2009). Com isso, provavelmente representam uma alternativa válida às resinas compostas convencionais a base de metacrilato.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento do estudo

Delineamento experimental: o presente trabalho avaliou o desempenho de uma resina de baixa contração e uma resina convencional utilizadas como material de revestimento na confecção de pinos anatômicos. Os fatores em estudo deste trabalho, *in vitro,* foram dois tipos de materiais restauradores: resina composta de baixa contração Filtek P-90 (3M ESPE) e resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE). As unidades experimentais foram 24 corpos de prova (cilindros confeccionados com resina composta e pino de fibra de vidro) divididos em 2 grupos (n=12), que receberem os diferentes protocolos restauradores de acordo com a resina composta a ser utilizada. A variável de resposta, contração de polimerização, foi avaliada quantitativamente na unidade micrometro (μm), através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). A análise estatística foi realizada através do teste de U Mann-Whitney, ao nível de significância de 5%.

A hipótese nula a ser avaliada é a igualdade entre os grupos, ou seja, espera-se não encontrar diferenças na fenda de contração de polimerização das resinas compostas utilizadas para a confecção de pinos anatômicos.

4.2 Materiais utilizados

Os materiais utilizados nesse trabalho estão listados no quadro abaixo:

Quadro I- Materiais utilizados

MATERIAL	NOME COMERCIAL	COMPOSIÇÃO	ATIVAÇÃO
Pinos de Fibra de Vidro translúcido de Dupla Conicidade. Diâmetro cervical 1,8mm Diâmetro apical 1,05mm	WhitePost DC nº 2-FGM	Fibra de vidro, resina Epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização	Passivo
		BIS-GMA, BIS- EMA, UDMA com pequenas quantidades de TEGDMA. Aglomerado de	

Resina Composta Nanoparticulada	Filtek Z350XT-3M ESPE	partículas primárias de zircônia/sílica com cargas de tamanhos entre 5-20nm. Porcentagem de carga de 78,5%.	Fotopolimerizável
Resina Composta e Sistema Adesivo à Base de Silorano	Filtek P-90 – 3M ESPE	*Resina Composta:* Resina Silorano, sistema iniciador canforoquinona, sal iodônico, doador de elétron), partícula de quartzo, fluoreto de yttrio, estabilizadores, pigmentos. *Sistema Adesivo (primer):* metacrilatos phosphatados, copolímero de vitrebond, BisGMS, HEMA, água, etanol, partículas de sílica tratados com silano, iniciadores. estabilizadores . *Sistema Adesivo (adesivo):* dimetacrilato hidrofóbico, metacrilatos fosfatados, TEGDMA, partículas de sílica tratados com silano, iniciadores, estabilizadores.	Fotopolimerizável
Adesivo	SBMUP 3M ESPE	*Adesivo:* BIS-GMA, HEMA, aminas.	Fotopolimerizável
Silano	Ceramic Primer- 3M ESPE	Álcool etílico (70-80%), água (20-30%),metacrilato de 3-trimetoxissililpropilo (<**2%)**	

4.3 Cálculo da amostra

O cálculo da amostra, estimado em 12 corpos de prova para cada grupo, foi realizado utilizando o programa G*Power, considerando o poder do estudo de 80% e nível de significância de 5%. Foi considerado como fator de desfecho a contração de polimerização.

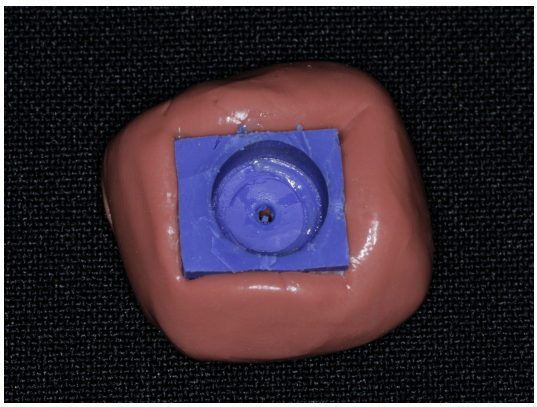
4.4 Confecção dos corpos de prova

Os corpos de prova foram confeccionados com pinos de fibra de vidro (White Post DC nº2 – FGM) associados a utilização de resinas compostas, sendo os grupos divididos de acordo com a resina utilizada: Grupo 1 – Pino de fibra de vidro e resina composta nanoparticulada (Z350 XT/3M ESPE) e Grupo 2 – Pino de fibra de vidro e resina a base de silorano (Filtek P-90/3M ESPE). Foram confeccionados 12 corpos de prova (n=12) para cada grupo.

Os pinos de fibra de vidro foram tratados de acordo com as recomendações do fabricante: limpeza com álcool por 30 segundos, secagem, aplicação do silano por 1 minuto, secagem e aplicação do sistema adesivo correspondente, seguido de fotopolimerização.

Para confecção dos corpos de prova foram utilizadas matrizes metálicas com 6 mm de diâmetro interno e 6 mm de altura (Figura 1). A matriz foi posicionada em uma guia de silicona previamente confeccionada e modelada conforme o diâmetro da matriz, sendo esta guia perfurada de maneira a posicionar o pino de fibra de vidro sempre no centro (Figuras 2 e 3). O pino de fibra foi posicionado, atravessando a guia (Figura 4) e após o compósito de cor A3 foi inserido na matriz com espátula metálica, própria para resina, em incremento único. A seguir, uma fita matriz foi posicionada e pressionada com uma placa de vidro sobre a superfície da matriz preenchida por resina composta e pino, para compressão e remoção dos excessos (Figura 5). Após, a placa de vidro foi removida e uma ponteira de 8mm de diâmetro do aparelho fotopolimerizador do tipo LED SmartLite PS (Dentsply), com 950 mW/cm², foi encostada na matriz de poliéster, acionando-se o mesmo por 40 segundos (Figura 6).

confecção dos corpos de prova.



Para posicionamento do pino.

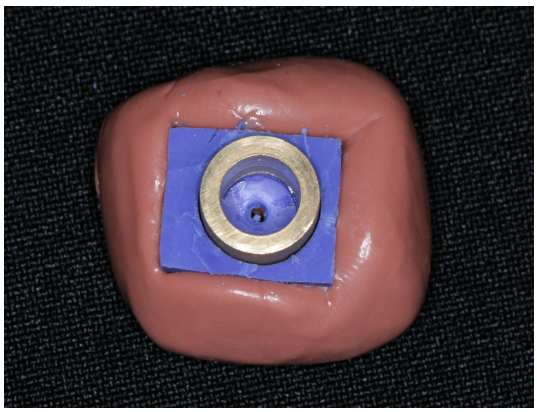


Figura 3: guia de silicona co perfuração central e matriz metálica posicionada.

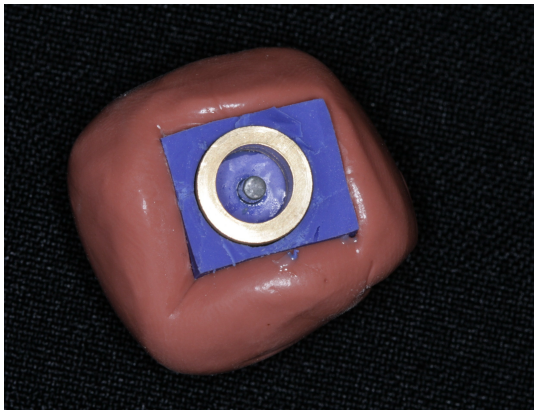


Figura 4: guia de silicona com matriz posicionada e pino atravessando a perfuração central.

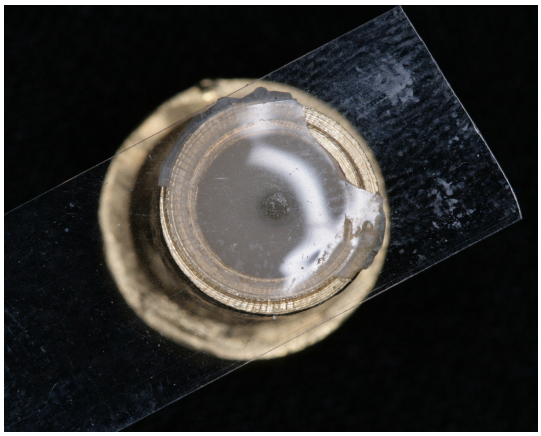


Figura 5: fita matriz posicionada após pressão com placa placa de vidro sobre a superfície da matriz preenchida com resina composta e pino.

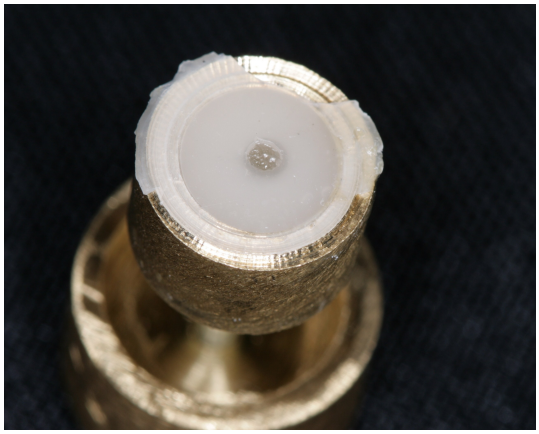


Figura 6: corpo de prova após fotopolimerização e remoção da fita matriz, ainda com excessos.

Os corpos de prova foram polidos em politriz, sob irrigação com água, com lixas de carbeto de silício #400, #600, #1000 e #1200, até obter-se uma superfície lisa e polida. Após, foram levados a um aparelho ultra-som durante aproximadamente 10 minutos, para a remoção de resíduos.

Com uma caneta Pilot, as matrizes foram marcadas em quatro diferentes posições, que correspondiam às posições 3, 6, 9 e 12 horas de um relógio, na superfície da matriz mais próxima à ponta do aparelho fotopolimerizador. Os corpos de prova permaneceram por 24 horas em estufa biológica com ausência de luz e umidade, para serem então metalizados em ouro e analisadas por MEV (CONCEIÇÃO *et al.,* 2008).

4.5 Mensuração da fenda de contração de polimerização

A mensuração da fenda de contração de polimerização foi realizada através de um microscópio eletrônico de varredura (JSM- 5800), com aumento de 2000x, nos quatro pontos marcados previamente. A fenda foi mensurada em micrometros, na interface entre a matriz metálica e a massa do compósito. Após, foi calculada a média aritmética dos valores das quatro medidas, considerando esta média como a medida da fenda de cada corpo de prova.

Os resultados foram submetidos à análise estatística por meio do teste de U Mann-Whitney, com nível de 5% de significância, para verificar a fenda de contração de polimerização apresentada por cada tipo de resina composta.

5 RESULTADOS

Os resultados dos valores médios das fendas de contração de polimerização entre a matriz metálica e resina composta estão listados na tabela abaixo.

Tabela II: valores médios, em micrometros, da fenda de contração de polimerização entre a matriz metálica e resina composta para os diferentes grupos.

	Grupo I (Z350)	Grupo II (P90)
Valor Mínimo (µm)	3,51	0
Valor Máximo (µm)	15,28	3,96
Média (µm)	7,55	0,66
Desvio Padrão (µm)	± 2,84	± 1,33

P=0,001. Teste de U Mann-Whitney

Após a aplicação do teste estatístico, pode-se observar que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as resinas compostas utilizadas. A fenda de contração de polimerização do grupo II (Filtek P-90 3MESPE) foi menor que a do grupo I (Filtek Z350 XT 3MESPE).

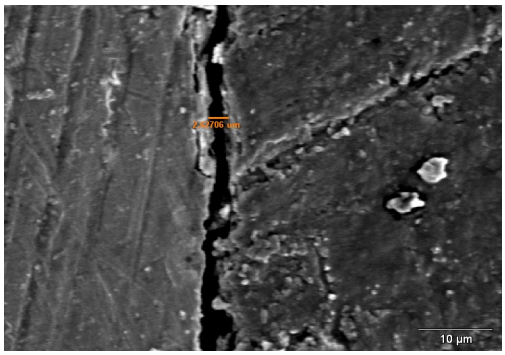


Figura 7: Fenda de contração da resina Z350 com 2,62 µm (aumento de 2000x).

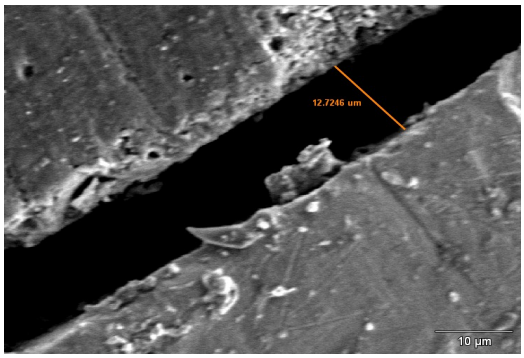


Figura 8: Fenda de contração da resina Z350, com 12,72 µm (aumento de 2000x).

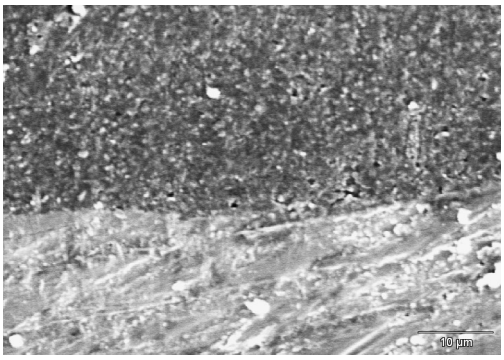


Figura 9: Interface entre a matriz metálica e resina P90, apresentando fenda de contração zero (aumento de 2000x).

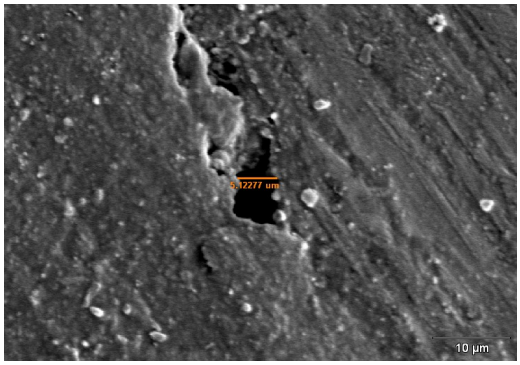


Figura 10: Uma das poucas fendas apresentadas na interface entre a matriz metálica e a resina P90, medindo 5, 12 µm (aumento de 2000x).

6 DISCUSSÃO

Atualmente, uma nova técnica utilizada para modelamento de condutosis radiculares amplos é a do pino anatômico. Essa técnica permite a confecção de núcleos com propriedades físicas e biológicas mais semelhantes à estrutura dental perdida, podendo ser uma promissora alternativa para substituir o uso de pinos metálicos na restauração de dentes tratados endodonticamente. (SADEK *et al*., 2007; CLAVIJO *et al.*, 2006)

Os pinos anatômicos são confeccionados a partir da moldagem do conduto radicular com resina composta associada a pinos pré-fabricados de fibra de vidro. A resina composta colocada sobre a superfície do pino serve como material reembasador e faz com que o conjunto pino e resina assumam a exata forma do conduto, sem a necessidade de posterior remoção de dentina, além de reduzir a quantidade de cimento utilizada para sua cimentação. (CLAVIJO *et al*., 2006; FEUZER, ARAÚJO e ANDRADA, 2005)

A utilização do pino anatômico reproduz com exatidão a morfologia do canal e com isso permite a utilização de uma delgada camada de cimento entre o pino e a parede do conduto radicular, resultando em uma redução significativa no número e na dimensão de microbolhas no cimento. Reduzindo a espessura da camada de cimento, a sua contração de polimerização também fica reduzida, o que previne falhas adesivas e deslocamento precoce do pino (KAIZER, 2006; GRANDINI, SAPIO e SIMONETTI, 2003).

Para a confecção dos pinos anatômicos praticamente todos os tipos de resinas compostas podem ser utilizadas. Esses materiais diferem entre si em termos de resistência, rigidez ou elasticidade, propriedades que podem afetar e longevidade de uma restauração. Devido a esses fatores, ainda não existe consenso com relação ao melhor tipo de resina composta a ser utilizada para a confecção de pinos anatômicos (MONTICELLI, GORACCI e FERRARI, 2004).

Resinas a base de metacrilato, apesar dos consideráveis esforços contemporâneos, ainda não são capazes de manter uma união adesiva com a estrutura dentária em situações de alta exigência, resultando assim em pobre adaptação marginal, principalmente, considerando o fator de configuração da cavidade (fator C), sabidamente alto no conduto radicular. (KLEVERLAAN e FEIZLER, 2005). A partir dessas informações, para a confecção de pinos anatômicos, parece interessante a utilização de resinas compostas que permitam a melhor adaptação possível às paredes dos canais radiculares, como as novas resinas a base de

silorano, as quais apresentam valores de contração abaixo de 1% em volume, além de parâmetros mecânicos, como a resistência à flexão, comparáveis aos dos compósitos a base de metacrilato de metila, que são bem aceitos clinicamente (LOPES, 2008; WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005; EICK *et al.*, 2006).

A partir do recente estudo de Conceição *et al.,* 2008, que verificaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a fenda de contração de polimerização de 3 tipos de resinas compostas, com diferentes tipos de partículas de carga e monômeros resinosos, foi mostrado que a resina Filtek Z350 apresentou os menores valores de contração de polimerização quando comparada às outras duas resinas compostas avaliadas. Por isso, essa foi a resina composta a base de metacrilato selecionada para a comparação com a resina a base de silorano Filtek P90.

No presente estudo, os corpos de prova confeccionados com a resina composta Filtek Z350 XT apresentaram, na interface entre a matriz e a resina, fendas de contração de polimerização em todos os pontos marcados, de todos os corpos de prova analisados, porém com valores médios inferiores aos apresentados no estudo citado anteriormente (média de 7,55μm). A composição química dessa resina, a base de BIS-GMA, BIS-EMA(6), UDMA com pequenas quantidades de TEGDMA e partículas nanométricas, permite um contração relativamente baixa e boa viscosidade.

A resina composta Filtek P90 tem sua baixa contração baseada em uma nova classe de compósitos utilizados em odontologia, o silorano (siloxano e oxirano). O seu processo de polimerização baseia-se em uma reação catiônica de abertura de um anel, que resulta em uma menor contração de polimerização comparado às resinas a base de metacrilato.

Os corpos de prova confeccionados com a resina composta Filtek P90 apresentaram um baixo número de pontos com fenda de contração de polimerização na interface matriz metálica/resina composta (média de 0,66 μm). Essa média, comparada à outra resina testada, foi estatisticamente significativa. Alguns estudos mostraram que as boas propriedades dessa resina, como estabilidade física e mecânica, estabilidade em fluidos biológicos e outros solventes, além de reforçarem que sua baixa contração, associadas às boas propriedades mecânicas, tornam essas resinas boas alternativas às resinas compostas convencionais a base de metacrilato. (WEINMANN, THALACKER e GUGGENBERGER, 2005; EICK *et al.*, 2006; ILIE e HICKEL, 2009; ILIE *et al.*, 2007)

A utilização de matrizes metálicas para avaliação da contração de polimerização

também foi utilizado no estudo de Conceição *et al.,* 2008. O diâmetro de 6 mm utilizado, permitiu o posicionamento centralizado do pino de fibra de vidro e um espaço suficiente para inserção do incremento de resina e seu adequado escoamento. A altura de 6mm da matriz metálica, permitiu que fosse utilizada apenas a parte cilíndrica do pino, a fim de manter constante o seu diâmetro ao longo do corpo de prova (GORACCI *et al*. ,2005). Como todas as matrizes metálicas tinham as mesmas dimensões e não houve variação quanto à técnica de inserção e fotopolimerização, a contração de polimerização pode ser considerada como o fator de desfecho relacionado à composição das resinas.

Além da interface entre a matriz metálica e a resina, a interface entre a resina e o pino de fibra de vidro também foi observada. Idealmente, apenas vazios mínimos devem estar presentes ao longo dessa interface, uma vez que eles podem atuar como concentradores de tensão, iniciando falhas mecânicas e reduzindo a resistência de união entre os dois materiais. (SADEK *et al.*, 2007; GORACCI *et al.*, 2005, MONTICELLI, GORACCI e FERRARI, 2004)

No estudo de Goracci *et al*., 2005, que avaliaram a resistência de união interfacial entre vários tipo de pinos pré-fabricados e dois tipos de resinas, utilizando ou não agente silano no preparo dos pinos, o achado mais relevante foi que, com qualquer combinação testada, a resistência de união interfacial foi significantemente melhorada se a superfície do pino havia sido previamente revestida com um agente silano, o que justificou o processo prévio de silanização dos pinos utilizados nesse trabalho. Além disso, no presente estudo, avaliando a interface entre a resina composta e o pino de fibra de vidro, apenas um ponto de um único corpo de prova do grupo da resina Filtek P90 apresentou fenda de contração de polimerização, sendo que os demais corpos de prova, de ambos grupos, apresentaram uma perfeita adaptação entre os dois materiais.

7 CONCLUSÃO

Os resultados desse estudo permitiram concluir que a resina Filtek P90 (3MESPE) apresentou contração de polimerização significantemente menor quando comparada à resina composta Filtek Z350 XT (3MESPE).

Sugere-se que esta resina possa ser uma promissora opção para a confecção de pinos anatômicos, uma vez que os resultados deste estudo mostraram uma contração de polimerização próxima a zero do compósito a base de Silorano .

Estudos mecânicos laboratoriais devem ser realizados para avaliar se essa diferença na contração de polimerização influencia a adaptação e a resistência ao deslocamento de pinos anatômicos. Além disso, ensaios clínicos ainda são necessários para avaliar se a resina utilizada é um fator determinante para o sucesso dessa técnica restauradora.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, K. J. Phillips. **Materiais Dentários.** 11 ed.. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005, 764 p.

BRAGA, R.R., BALLESTER, R.Y., FERRACANE, J.L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. **Dental Materials**, v. 21, p. 962-970, 2005.

CADENARO, M. et al. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. **Dental Materials**, v. 24, p. 681-685, 2008.

CHEUNG, W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. **J Am Dent Assoc.,** v. 136, p. 611-619, mai. 2005.

CLAVIJO, V.G.R. et al. Pinos Anatômicos uma nova perspectiva clínica. **R Dental Press Estética**, Maringá, v. 3, n. 3, p. 110-130, jul./ago./set. 2006.

CONCEIÇÃO, A.B. et al. Influência do Sistema Adesivo na Retenção de Pinos de Fibra de Vidro. **RGO,** Porto Alegre, v. 54, n. 1, p. 58-61, jan,/mar. 2006.

CONCEIÇÃO, E. N. et al. **Dentística**: saúde e estética. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2007. 583 p.

CONCEIÇÃO, A.A.B. et al. Mensuração da Contração de polimerização de resinas compostas através da Microscopia Eletrônica de varredura. **Rev.Fac.Odontol. Porto Alegre**, Porto Alegre, v.12,n.1, p. 27-29, jan./abr., 2008.

D'ARCANGELO, C. et al. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. **Journal of Dentistry,** v. 36, p. 235-240, 2008.

DUARTE, S. et al. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. **Quintessence International**, v. 40, n. 8, p. 631-638, sep. 2009.

EICK, J.D. et al. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. **Journal of Dentistry**, v. 34, p. 405-410, 2006.

FEUSER, L.; ARAÚJO, E.; ANDRADA, M.A.C. Pinos de fibra-Escolha corretamente. **Arquivos em Odontologia**, Belo Horizonte, v. 41, n. 3, p. 193-272, jul./set. 2005.

GIOVANI, A.R. et al. In vitro fracture resistance of glassfiber and cast metal posts with different lengths. **The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 101, n. 3, p. 183-188, mar. 2009.

GORACCI, C. et al. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strenght with and without post-silanization. **Dental Materials**, v. 21, p. 437-444, 2005.

GOUVÊA, C.V.D. et al. Resistência à flexão de cimentos resinosos com polimerização dual. **Rev. odonto ciênc.,** v. 23, n. 2, p. 156-160, 2008.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post an core for reconstructingand endodontically treated tooth: a case report. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003.

ILIE, N., HICKEL, R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. **Dental Materials**, v. 25, p. 810-819, 2009.

ILIE, N. et al. Low-shirinkage composite for dental application. **Dental Materials Journal**, v. 26, n. 2, p.149-155, 2007.

KAIZER, O.B. **Avaliação da resistência à fraturade dentes com condutos alargadose reconstruídos com pinos de fibras de vidro pré-fabricados (associados a pinos acessórios ou fitas de fibras) ou com pinos anatômicos.** 2006. 173 f. Dissertação (Doutorado em Odontologia),Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2006.

KALKAN, M. et al. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. **J Prosthet Dent.,** v. 96, n.1, p. 41-46, jul. 2006.

KIVANÇ, B.H. et al. Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems.Internacional. **Endodontic Journal**, v.42, p. 997-1003, 2009.

KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dental Materials**, v. 21, p. 1150-1157, 2005.

LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dental Materials**, v. 21, p. 709-715, 2005.

LOPES, G.C. Resina Composta de Baixa Contração. **Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry**, Florianópolis, v.4, n.4, p. 348-351, out./dez. 2008.

MANOCCI, F. et al**.** Confocal and Scanning Electron Microscopic Study of Teeth Restored with Fiber Posts, Metal Posts, and Composite Resins. **Journal of Endodontics,** v. 25, n. 12, p. 789-794, dez. 1999.

MARCHI, G.M.; MITSUI, F.H.O.; CAVALCANTI A.N.. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. **International Endodontic Journal**, v. 41, p. 969–976, 2008.

MARCHI G.M. El al. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fractureof weakened roots. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, p. 623-629, 2003.

MONTICELLI, F.; GORACCI, C.; FERRARI, M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. **Dental Materials**, v. 20, p. 176-183, 2004.

NUNES, T. et al. Frequência de pinos intrarradiculares utilizados em procedimentos de reconstrução dentária na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas. **Odontologia. Clín. -Científic.**, Recife, v. 8, n. 4, p. 315-318, out./dez. 2009.

PLOTINO, G. et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dental Materials**, v.23, p. 1129-1135, 2007.

REIS, B.R. et al. Influência do tipo de pino, profundidade de alívio e cimento na resistência a tração de Retentores intra-radiculares em raízes bovinas. XII SEMINÁRIO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 2008, Uberlândia.

SADEK, F.T. et al. Bond strenght performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. Dental Materials, v. 23, p. 95-99, 2007.

TJAN, A. H. L.; WHANG, S. B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 53, n. 4, p. 496-500, apr./1985.

WEINMANN, W., THALACKER, C., GUGGENBERGER, R. Silorano in dental composites. **Dental Materials**, v. 21, p. 68-74, 2005.