

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Bianca Pauline Sausen

**AVALIAÇÃO EM MEV DA FENDA DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO
ENTRE PINO DE FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA DE BAIXA
CONTRAÇÃO**

Porto Alegre

2011

BIANCA PAULINE SAUSEN

AVALIAÇÃO EM MEV DA FENDA DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO ENTRE
PINO DE FIBRA DE VIDRO E RESINA COMPOSTA DE BAIXA CONTRAÇÃO

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Graduação em
Odontologia da Faculdade de Odontologia
da Universidade Federal do Rio Grande do
Sul, como requisito parcial para obtenção
do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Andréa de Azevedo Brito
Conceição

Porto Alegre

2011

CIP – Catalogação na Publicação

Sausen, Bianca Pauline

Avaliação em MEV da fenda de contração de polimerização entre pino de fibra de vidro e resina composta de baixa contração / Bianca Pauline Sausen. – 2011.

36 f. il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Curso de Graduação em Odontologia, Porto Alegre, BR-RS, 2011.

Orientadora: Andréa de Azevedo Brito Conceição

1. Pinos dentários. 2. Resinas compostas. 3. Metacrilatos. I. Conceição, Andréa de Azevedo Brito. II. Título.

Aos meus pais, Nelvo e Teresinha, que em nenhum momento mediram esforços para a realização dos meus sonhos, que me guiaram pelos caminhos corretos, me mostraram que a honestidade e o respeito são essenciais à vida, e que devemos sempre lutar pelo que queremos.

À minha irmã, Bruna, por fazer parte da minha vida e deixá-la mais completa. Muito obrigada por todo companheirismo, amizade, pelo ombro e ouvidos para eu desabafar os problemas. Obrigada por sempre me incentivar e estar ao meu lado.

Ao meu namorado, Maurício, por toda dedicação carinho e empenho.

AGRADECIMENTOS

À professora Andréa de Azevedo Brito Conceição, por todo carinho, calma e compreensão. Muito obrigada por toda dedicação dispensados para a concretização desse trabalho.

Ao meu namorado Maurício, por fazer as análises estatísticas e as configurações.

À minha querida amiga Fernanda, que me ajudou a traduzir tudo que eu precisei.

"Aprender é a única coisa de que a
mente nunca se cansa, nunca tem
medo e nunca se arrepende"
Leonardo Da Vinci

RESUMO

SAUSEN, Bianca Pauline. **Avaliação em MEV da fenda de contração de polimerização entre pino de fibra de vidro e resina composta de baixa contração.** 2011. 36 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.

O presente estudo avaliou a fenda de contração de polimerização entre pinos de fibra de vidro e resinas compostas. Para tal, foram utilizadas uma resina convencional à base de metacrilato (Filtek Z-350 XT - 3MESPE COR A3) e uma resina de baixa contração à base de Silorano (Filtek P-90 - 3MESPE COR A3). Para a confecção dos pinos anatômicos, foram confeccionadas matrizes metálicas com 6mm de diâmetro interno e 6 mm de altura, as quais foram previamente preenchidas pela resina composta utilizada em cada grupo (n=11), sendo posicionado no seu centro um pino de fibra de vidro (WhitePost DC2/FGM). O pino foi centralizado com o auxílio de uma guia com o diâmetro idêntico ao da matriz. Em seguida, uma placa de vidro foi pressionada sobre uma matriz de poliéster posicionada sobre a superfície da resina/pino para remoção dos excessos, com posterior fotopolimerização por 40 segundos (LED FreeLight Elipar/3M ESPE). Após, a superfície da resina/pino foi polida e levada para 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 entre a resina composta e o pino de fibra, em áreas correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas. Como resultados foi possível observar uma média aritmética dos valores das fendas de 0,58 μm ($\pm 0,65$) para o grupo Filtek Z350 XT- 3M ESPE e de 0,53 μm ($\pm 0,28$) para a resina Filtek P-90-3M ESPE. Através da avaliação dos resultados foi possível concluir que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Palavras-chave: Pino Dentário. Resinas Compostas. Metacrilatos.

ABSTRACT

SAUSEN, Bianca Pauline Evaluation of scanning electron microscope gap shrinkage from fiber post and composite resin with low shrinkage. 2011. 36 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.

This study evaluated the polymerization shrinkage gap among fiberglass post and composites with low-shrinkage. Therefore, was used a conventional methacrylate resin-based (Filtek Z350 XT 3M ESPE COR A3) and a low shrinkage Silorane resin based (Filtek P-90 -3M ESPE COR A3). To prepare anatomical posts, metal molds were made with 6mm internal diameter and 6 mm in height, which were previously filled by the composite resin used in each group (n = 11) and positioned in the center pin of a fiber glass (WhitePost DC2/FGM). The post was centered with the the support of a guide with the equal matrix diameter. Then, a glass plate was pressed onto of a polyester matrix positioned on the surface of the resin / post for excess removal, with subsequent polymerization for 40 seconds (LED FreeLight Elipar/3M ESPE). After the surface of the resin / post was polished and took to the analysis of polymerization shrinkage gap in a scanning electron microscope (JSM-5800). Measurements were made at 4 points for each specimen at the interface among the composite resin and the fiber post in areas corresponding to 3, 6, 9 and 12 hours. As a result it was possible to observe of a arithmetic average in the gaps of $0.58\mu\text{m}$ ($\pm 0,65$) for the group Filtek Z350 XT -3M ESPE and $0.53\mu\text{m}$ ($\pm 0,28$) for the resin Filtek P-90-3M ESPE. By evaluating the results it was concluded that there was no statistically significant difference between groups.

Keywords: Dental Pins. Resin composite. Methacrylate

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Matriz Metálica utilizada para a confecção dos corpos de prova.....	24
Figura 2 – Guia de silicona, com matriz posicionada e pino atravessando a perfuração central.....	24
Figura 3 – Fita matriz posicionada, após pressão com placa de vidro sobre a matriz preenchida com resina composta e o pino de fibra de vidro.....	24
Figura 4 – Corpo de prova, após polimerização e remoção da matriz, ainda com excessos.....	24
Figura 5- Fenda de Contração da resina Z350 com fenda de 0,41 μm (aumento de 5000x).....	27
Figura 6 - Fenda de Contração da resina P90 com fenda de 0,72 μm (aumento de 5000x)....	27
Figura 7 - Interface entre a massa compósita (Z350) e o pino de fibra de vidro, sem fenda de contração (aumento de 5000x).....	27
Figura 8 - Interface entre a massa compósita (P90) e o pino de fibra de vidro, sem fenda de contração (aumento de 5000x).....	27

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVOS	12
2.1 OBJETIVO PRINCIPAL	12
2.2 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS	12
3 REVISÃO DE LITERATURA	13
4 MATERIAIS E MÉTODOS	21
4.1 MATERIAIS UTILIZADOS	21
4.2 - DELINEAMENTO DO ESTUDO	22
4.3 CÁLCULO DA AMOSTRA	22
4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	23
4.5 MENSURAÇÃO DA FENDA DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO	25
5 RESULTADOS	26
6 DISCUSSÃO	28
7 CONCLUSÃO	31
REFERÊNCIAS	32

1 INTRODUÇÃO

Devido ao advento dos novos materiais e de técnicas restauradoras adesivas e conservadoras, a restauração de dentes tratados endodonticamente ainda têm sido assunto de grande interesse pelos profissionais e pesquisadores na odontologia. A perda de mais da metade da estrutura coronária, segundo Christensen (1998), seja por cárie, fratura ou preparos cavitários extensos, leva a indicação do emprego de pinos intra-radulares, sendo considerada como a principal função desses pinos proporcionar retenção e estabilidade da prótese ou material restaurador coronário. De acordo com Pegoraro et al. (1998), o comportamento mecânico dos pinos metálicos dentro do canal radicular difere daquele apresentado pelos pinos de fibra de vidro. Isso acontece porque, no emprego de pinos metálicos, não há adesão do pino ao agente de cimentação e deste ao remanescente dentário. Além disso apresentam um comportamento mecânico muito diferente que pode provocar efeito de cunha na raiz.

Em função da preocupação com o módulo de elasticidade dos materiais restauradores mais próximo ao do tecido dental, e de uma interação química entre os componentes da restauração intra-radicular foram desenvolvidos pinos intra-radulares reforçados por fibras de carbono envoltas numa matriz de resina (DURET; REYNAUD; DURET,1990), que se propunham à formação de um corpo único e maior resistência ao remanescente dental. Por serem os pinos de fibra de carbono de coloração muito escura, surgiram pinos de fibra de vidro, que por serem brancos ou translúcidos promovem maior estética com propriedades mecânicas próximas às da dentina.

Nos últimos anos a odontologia sofreu mudanças em alguns de seus conceitos, a estética e a procura por tratamentos mais conservadores fazem parte, hoje em dia, da rotina dos consultórios e clínicas odontológicas. Devido a isso a resina composta foi o material mais intensamente pesquisado na última década com o intuito de melhorar algumas propriedades negativas apresentadas por ele. (FERRAZ et al., 2008). A inserção de resinas compostas em cavidades preparadas na estrutura dental, e conseqüentemente a sua polimerização, levam ao desenvolvimento de tensões, devido à contração de polimerização do material (DAVIDSON; DE GEE, 1984). A tensão é transmitida via interface à estrutura dental. Em compósitos fotoativados, uma conversão polimérica (monômeropolímero) mais rápida, pode levar ao desenvolvimento maior de tensões na interface de união (BRANDT et al, 2008). Essa tensão pode levar à ruptura da união entre o compósito e a parede da cavidade ou até mesmo, causar falha coesiva no material restaurador ou no tecido dental situado ao redor da cavidade, além de sensibilidade pós-operatória (FERRACANE, 2005).

Recentemente um compósito à base de silorano, um monômero sintetizado a partir do oxirano e siloxano, foi lançado no mercado. As resinas à base de silorano se diferenciam das resinas à base de metacrilatos devido ao processo de polimerização que ocorre por via catiônica pela reação de abertura de anel, o que reduz a contração volumétrica do compósito quando comparado às resinas à base de metacrilato, que polimerizam via reação de polimerização por adição (WEINMANN et al., 2005).

A substituição de monômeros metacrilatos por monômeros siloranos pode diminuir não só a contração de polimerização, mas também a tensão provocada por ela. Assim, poderá diminuir a ocorrência de muitos problemas relacionados às restaurações de resina composta como a infiltração e o manchamento marginal, cáries recorrentes e sensibilidade pós-operatória (RUEGGEBERG, 1999).

Hoje, tem-se estudado um sistema de núcleos intra-radulares com propriedades físicas e mecânicas similares às da estrutura dental fragilizada e com paredes dentinárias radulares finas e mais susceptíveis à fratura. Para isso, foi desenvolvida uma técnica para o tratamento de canais amplos, a técnica de modelagem do conduto radicular com resina composta associada ao uso de pinos de fibra de vidro. Esta técnica, conhecida como a dos pinos anatômicos, permite uma boa adaptação do pino ao canal radicular, dando melhores condições para a retenção dos pinos e diminuição da espessura do cimento resinoso. Como a resina a base de metacrilato possui uma contração de polimerização alta, isso pode gerar pequenas desadaptações dos pinos. Assim, com o surgimento dos monômeros a base de silorano, que possuem contração de polimerização muito baixa, surgiu uma alternativa que pode diminuir as desadaptações na parede do canal (CONCEIÇÃO, 2007).

Dessa forma, este estudo tem por objetivo verificar a interação entre os pinos de fibra de vidro, que ficam inseridos no interior da massa de resina que compõe o pino anatômico, a resinas compostas convencionais e de baixa contração através da análise da fenda da contração de polimerização, sob a hipótese nula de que não haverá diferença estatística entre a fenda formada pelas duas resinas compostas e o pino de fibra de vidro.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO PRINCIPAL

O objetivo desse estudo foi avaliar a adaptação entre o pino de fibra de vidro e resinas compostas utilizadas na confecção de pinos anatômicos através da mensuração em MEV da fenda de contração de polimerização.

2.2 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS

Mensurar e comparar a fenda de contração de polimerização na interface formada entre o pino de fibra de vidro e uma resina composta convencional à base de metacrilato e entre o pino de fibra de vidro e uma resina composta de baixa contração de polimerização à base de Silorano, utilizadas na confecção dos pinos anatômicos, através da microscopia eletrônica de varredura.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A longevidade de dentes com envolvimento endodôntico tem aumentado devido ao desenvolvimento da terapia endodôntica e dos procedimentos restauradores (MAZARO et al., 2006).

Estudos têm apontado que dentes tratados endodonticamente perdem água e desidratam. Além disso, eles sofrem alterações no colágeno e por isso, tem-se sugerido que estes dentes são mais frágeis e podem sofrer fraturas mais facilmente que dentes que não sofreram tratamento de canal. Todavia, outros estudos apontam que é a perda da estrutura dentária, por cárie, trauma ou ambos que tornam os dentes mais suscetíveis à fratura (HEYDECKE et al., 2001; MORGANO, 1996).

A restauração de dentes tratados endodonticamente tem sido objeto de estudo por muitos anos, uma vez que esta estrutura fragilizada deve ser preservada, para que não ocorram falhas que tenham como consequência a perda do elemento dental. Portanto, a restauração destes dentes deve, além de proteger a estrutura remanescente, proporcionar retenção adequada para a mesma. Os pinos intra-radulares são indicados quando o acesso radicular fragilizar o dente, quando houver destruição coronária extensa e necessidade de retenção da restauração coronária, ou quando um dente estiver submetido a forças horizontais de cisalhamento (CAPUTO; STANDLEE, 1976; BARATIERI, 2001).

Alguns estudos, entretanto, afirmam que um pino deve ser colocado no conduto radicular, após o tratamento endodôntico a fim de reforçar a estrutura dentária. (HEYDECKE et al., 2001; MORGANO, 1996). Esses estudos sugerem que o pino deve ser usado somente quando não há substância dentária suficiente para apoiar a restauração final, pois o preparo do conduto radicular para a colocação do pino poderia também enfraquecer a raiz e levar a fraturas. Assim, os estudos concluíram que a função principal de um pino intra-radicular é a manutenção de um núcleo de apoio coronal à restauração. (CHEUNG, 2005).

A utilização de núcleos metálicos fundidos para restaurar dentes tratados endodonticamente foi, por muito tempo, uma indicação de rotina nas mais diversas situações clínicas. Apesar de seu bom desempenho clínico relatado em diversos estudos, os núcleos metálicos fundidos necessitam de procedimentos laboratoriais para a sua confecção, não reforçam a estrutura radicular, apresentam rigidez muito superior à da dentina, requerem um preparo nada conservador, enfraquecendo ainda mais a raiz já debilitada pelos procedimentos endodônticos, e ainda são passíveis de corrosão (PURTON; PAYNE, 1996; MONDELLI, 1998; MOTA et al., 2000).

Com a finalidade de avaliar esta distribuição de tensão causada pela colocação dos pinos odontológicos, em especial os pinos metálicos, trabalhos utilizaram análises por elemento finito e confirmam que os pinos metálicos apresentam valores de resistência à fratura e modos de fraturas menos favoráveis, ou seja, apresentavam fraturas verticais em direção ao ápice das raízes (ESKITAŞCIOĞLU et al., 2002; ASMUSSEN et al., 2005; BARJAU- ESCRIBANO et al., 2006).

Quando comparados os pinos metálicos com os não metálicos (pinos de fibra de vidro e cerâmicos), e até mesmo quando os canais são preenchidos apenas com resina composta, os valores de resistência à fratura são menores e os modos de fratura são passíveis de reparos futuros. (NEWMAN et al., 2003; ZHI-YUE; YU-XING, 2003; MARTINS,1995; BARJAU ESCRIBANO, 2006).

Nas últimas décadas, vários sistemas de pinos pré-fabricados têm sido desenvolvidos procurando preencher os requisitos funcionais e estéticos (SORENSEN et al., 1990). Em 1990, Duret et al descreveram um material não metálico para a fabricação de pinos. Esses pinos eram reforçados com fibra de carbono. Os estudos em laboratório demonstraram que esse material possui um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Segundo Fredriksson et al, (1998) o material usado na fabricação de pinos deve ter propriedades físicas similares às da dentina, unir-se à estrutura dental, ser biocompatível na cavidade oral, além de agir como um amortecedor de impacto, transmitindo assim pouco estresse ao dente remanescente.

Os pinos de fibra de carbono propostos por Duret, (1990), se propunham à formação de um corpo único e de maior resistência ao remanescente dental, porém possuíam uma coloração muito escura. Os primeiros pinos reforçados tinham as fibras de carbono, que representam 64% da estrutura total, com 8µm de diâmetro, apresentando disposição longitudinal e unidirecional e uma matriz de resina epóxi que representava os 36% restantes. A interface que liga a matriz epóxi ao reforço de fibras apresenta uma compatibilidade com ambos os materiais, assegurando uma perfeita coesão entre fibra e matriz (DURET, et al.1990,).

Os pinos de fibra de vidro e fibras de quartzo, supriram a demanda estética, pois se apresentam na cor transparente ou branca, e também possuem propriedades adesivas próximas às da dentina (CONCEIÇÃO, et al., 2006). Os pinos de fibra de vidro são basicamente compostos por fibras de vidro unidirecionais embebidas em uma matriz resinosa. Os polímeros da matriz são geralmente polímeros epóxi com um alto grau de conversão e uma estrutura feita de cadeias altamente cruzadas (GOLDBERG; BURSTONE, 1992). Em relação

à sua composição química, elas apresentam o vidro elétrico (E-glass), que no seu estágio amorfo é uma mistura de óxidos de silício, cálcio, alumínio e bário e outros óxidos de metais alcalinos. Algumas fibras de vidro apresentam na sua composição o vidro elétrico (S-glass) de alta resistência, também amorfo, mas diferente na composição. Os pinos de fibra de quartzo contêm a sílica pura em forma cristalizada (LASSILA, 2004).

Para comprovar a eficácia dos pinos de fibra de vidro no uso rotineiro para restauração de dentes tratados endodonticamente, Ferrari e colaboradores, (2000) realizaram um estudo clínico longitudinal com pacientes que receberam pinos pré-fabricados estéticos de fibra de vidro e de fibra de carbono. Os pacientes foram avaliados por um período de um a seis anos. Os pinos pré-fabricados utilizados foram: Composipost, pinos de fibra de carbono; Aesthetic e Aesthetic Plus, pinos de fibra de vidro. Neste estudo foram incluídos 1.304 pinos cimentados em dentes tratados endodonticamente, sendo 840 pinos Composipost, 215 Aesthetic e 249 Aesthetic Plus. Os pacientes retornavam de seis em seis meses, e exames clínicos e radiográficos eram realizados para avaliação. Os autores concluíram que os pinos de fibra podem ser utilizados para restauração de dentes tratados endodonticamente, e relataram que fraturas não podem ser correlacionadas com estes tipos de pinos. Em outra pesquisa foi comparado o desempenho clínico de núcleos metálicos fundidos e pinos de fibra de carbono, num estudo longitudinal de quatro anos, com duzentos pacientes. Os pinos de fibra de carbono apresentaram resultados superiores no final do acompanhamento, levando à conclusão de que o sistema de pinos de fibra de carbono (Composipost) foi superior aos núcleos metálicos fundidos no desempenho clínico (FERRARI et al.,2000).

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. Homes e colaboradores. demonstraram que o maior comprimento do pino resulta em maior retenção e distribuição do estresse, porém nem sempre a utilização de pinos longos é possível, pois o remanescente radicular é curto ou curvo. Quanto ao design dos pinos de fibra de vidro, eles podem ser classificados conforme suas características de forma e superfície. Os pinos cilíndricos conferem uma maior retenção no canal 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 ao canal 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, os quais não permitem essa uniformidade na linha de cimento, que se concentra nas serrilhas do retentor (REIS et al., 2008, CONCEIÇÃO et al., 2007).

A resistência de união depende de inúmeros fatores, dentre eles a espessura de cimento. Uma camada espessa de cimento pode resultar na formação de porosidades intrínsecas que enfraquecem a união, podendo resultar em perda de retenção pela fratura do cimento. Uma camada fina evita a formação das porosidades, reduz as tensões de contração geradas, pois a quantidade de cimento é mínima e uma camada mais uniforme é obtida (GRANDINI et al., 2005). A espessura de cimento deve ser a mais homogênea possível para que este não se torne o elo fraco da união. Para isso o procedimento de inserção do cimento nos canais radiculares deve ser executado cuidadosamente (WATZKE et al., 2008).

Durante muitos anos os cimentos utilizados para as restaurações de núcleos metálicos fundidos eram os cimentos de fosfato de zinco. Os cimentos de fosfato de zinco apresentam boas propriedades de resistência, porém a sua união ocorre apenas pelo embricamento mecânico entre o cimento e as rugosidades superficiais tanto da restauração como da dentina ou esmalte (ANUSAVICE, 2005). Outra desvantagem que este tipo de cimento apresenta é a alta solubilidade no meio bucal, o que causa muitas perdas de retenção e insucesso da restauração. O agente cimentante mais comum na cimentação de pinos de fibra de vidro é o cimento resinoso (metacrilato), de preferência com polimerização dual, que requer a exposição de luz para iniciar sua reação, enquanto que nas regiões onde houve ausência de luz, os componentes de polimerização química concluem a cura do cimento. No entanto, há relatos que a fotopolimerização de composto resinoso gera mais contração de polimerização que pode levar à perda da adesão às paredes do canal, principalmente quando estes se apresentam muito amplos com uma linha de cimentação maior (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.

O fator de configuração cavitária, o fator-C, é a razão entre a área de superfície aderida e a área de superfície não aderida dentro da cavidade. Este fator influencia também a resistência de união. Durante a polimerização ocorre contração dos componentes resinosos,

criando tensão suficiente para causar deslocamento do material da dentina. Este fator deve ser levado em consideração também quando for realizada cimentação nos canais radiculares. A configuração geométrica do canal é desfavorável para união, logo esta acaba se tornando um complicador para cimentação dos pinos de fibra de vidro (SCHWARTZ, 2006). Tay et al., (2005), calculou o fator-C nos canais radiculares variando a profundidade e observou um fator-C alto em canais radiculares com 10 mm de profundidade. À medida que diminui a profundidade do canal há uma redução nesses valores.

Os pinos de fibra possuem como desvantagem a difícil adaptação aos canais radiculares muito amplos, podendo resultar em uma camada bastante espessa de cimento durante sua cimentação. Segundo Kabbach e colaboradores., (2007) em raízes extremamente fragilizadas recomenda-se a colocação de um pino ou núcleo personalizado. Na literatura, tem-se recomendado a colocação de um núcleo metálico fundido para essas situações. Porém, apesar de ter uma alta resistência, este núcleo, devido a sua alta rigidez, pode levar a uma fratura irreversível da raiz, com conseqüente perda do elemento dental. A colocação de um material com um módulo de elasticidade (rigidez) semelhante ao da dentina radicular parece diminuir esse problema (CLAVIJO, 2008). O pino anatômico constitui uma nova alternativa de pinos personalizados para esses casos de raízes fragilizadas, onde um pino estético de fibra de vidro será inserido no canal, sendo este preenchido ou reembasado por resina composta direta, obtendo-se uma perfeita adaptação ao mesmo. (KABBACH et al.,2007)

Com intenção de verificar se a adaptação do pino às paredes do conduto influenciava na retenção, um estudo laboratorial (CHAN et al., 1993) comparou a cimentação de pinos pré-fabricados de aço inoxidável, cimentados com cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso, em canais estreitos e amplos. As amostras foram submetidas a ensaio mecânico do tipo pull-out, e os resultados obtidos mostraram que os pinos fixados com cimento resinoso apresentaram resistência ao deslocamento significativamente superior aos demais nos dois tipos de preparo. Nos canais amplos, todos os cimentos obtiveram resultados superiores aos condutos estreitos. Uma possível explicação para este resultado é que com os canais amplos houve um aumento da área de superfície em contato com o cimento.

Em 2005, Grandini recomendou a adaptação dos pinos de fibra de vidro pré-fabricados em canais alargados, através do uso da técnica do reembasamento dos mesmos com resina composta, obtendo-se dessa forma um pino anatômico. Este pino reproduz a morfologia do conduto radicular, proporcionando uma fina camada de cimento entre o pino e a parede do conduto, favorecendo a retenção do pino e prevenindo falhas adesivas. Além disso, a técnica

dispensa o uso da fase laboratorial. Ainda em 2005, Grandini colaboradores. recomendaram que o pino anatômico deve ser utilizado como rotina clínica para condutos alargados ou com anatomia irregular, podendo ser indicado sempre que a adaptação do pino pré-fabricado for imperfeita.

Em estudo de resistência de união através do teste de push-out, Pedrosa-Filho em 2006, utilizou a técnica de pinos reembasados (pinos anatômicos) e os comparou com os pinos cimentados que não receberam este tipo de tratamento. Pelos resultados obtidos, o autor pode concluir que o reembasamento dos pinos de fibra de vidro (pinos anatômicos) atingiu valores de resistência de união maiores do que os apenas cimentados, e que a técnica de reembasamento (pinos anatômicos) mostrou-se efetiva para aumentar a retenção de pinos de fibra de vidro cimentados em canais radiculares.

Todavia, as resinas compostas ainda apresentam algumas propriedades desfavoráveis, tais como a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica diferente da estrutura dental (DAVIDSON et al., 1997). A formação de uma interface de união efetiva entre o dente e o material restaurador é um dos fatores determinantes para o controle da infiltração marginal e conseqüentemente para aumentar a longevidade dos procedimentos clínicos restauradores (YAZAMAKY et al., 2006).

A contração de polimerização das resinas compostas que ocorre durante a conversão de moléculas de monômeros numa estrutura de polímeros com ligações cruzadas é um dos principais problemas relacionados à menor longevidade clínica, devido à falha da interface dente-restauração (WENCKERT et al., 2006), pois continua sendo um desafio para os fabricantes e profissionais (CARVALHO et al., 1996). A contração da resina pode comprometer a longevidade clínica das restaurações, devido ao desafio da permanência da união em áreas de estresse, como a parede cervical de cavidades proximais profundas, podendo levar a falhas precoces na restauração. Antes mesmo que os dentes restaurados sejam submetidos às cargas funcionais e às variações térmicas na cavidade bucal, já se observa tensionamento nas paredes da cavidade, devido à contração de polimerização (LABELLA, et al., 1999).

No intuito de eliminar ou, pelo menos, minimizar a microinfiltração, diferentes técnicas têm sido propostas para diminuir os efeitos da contração de polimerização, destacando-se a inserção de resina composta em incrementos (JOHNSON et al., 2005), o uso de diferentes protocolos de polimerização e a associação de materiais como os híbridos de ionômero de vidro (DIJKENE et al., 2007) as resinas compostas de baixa viscosidade, além

de materiais resinosos com baixa contração de polimerização, os siloranos (LASSILA et al., 2008).

Atualmente, existe uma enorme variedade de compósitos no mercado com diferentes composições, viscosidades, tipos de partículas de carga, tamanho e quantidade destas. Estudos têm mostrado que compósitos constituídos por partículas de tamanho bastante reduzido com carga submicrométrica ou nanométrica apresentam melhores resultados quanto à contração de polimerização, resistência ao desgaste e permanência do brilho superficial (CONCEIÇÃO, 2007).

Recentemente foi introduzido no mercado odontológico o compósito restaurador chamado silorano, sistema monomérico híbrido que contém estruturalmente metade de siloxano e oxirano. Apresenta biocompatibilidade e taxas de citotoxicidade tão boas ou melhores que os monômeros metacrilatos como o Bis-GMA. Com relação às propriedades dos siloranos, o siloxano concede hidrofobicidade e o oxirano tem alta reatividade e menos contração de polimerização que os metacrilatos. E esse é o principal avanço do novo material, por ter a capacidade de minimizar a contração e a tensão que usualmente ocorrem durante a polimerização (KOTHA et al., 2007). Este monômero é baseado na polimerização pela abertura do anel das moléculas do silorano, em lugar da polimerização dos radicais livres dos monômeros dimetacrilato, através de uma reação de polimerização catiônica com propriedades mecânicas comparáveis aos materiais a base de metacrilato e, portanto, podem ter uma grande aplicabilidade clínica na restauração de dentes posteriores (HICKEL, 2006).

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; 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 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, se clinicamente comparados aos bem sucedidos compósitos a base de metacrilato, porém com menor contração e estresse de polimerização (ILIE; HICKEL, 2009; CADENARO, 2008; DUARTE JR. et al., 2009; WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). Além disso, apresentaram maior estabilidade à luz ambiente (WEINMANN; THALACKER & 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; HICKEL, 2009). Com isso, provavelmente representam uma alternativa válida às resinas compostas convencionais a base de metacrilato.

Goes (2010), em um estudo avaliou a integridade marginal entre cimento resinoso autoadesivo e as paredes do canal radicular após a fixação de pino convencional e pino anatômico reembasados com resina à base de metacrilato ou silorano. O estudo mostrou que a integridade marginal não foi afetada significativamente pelo material usado para reembasar o pino anatômico nos três terços do canal e o modo de ativação do cimento.

Embora o desenvolvimento de estresse de contração em compósitos dentários dependa de fatores como composição do material, tipo, conteúdo e interação entre monômeros a técnica empregada também pode desempenhar um papel importante para reduzir a contração de polimerização (FERRACANE,2005; KANCA, 1999).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Os materiais utilizados nesse trabalho estão listados na tabela abaixo:

Quadro 1- Materiais utilizados

MATERIAL	NOME COMERCIAL	COMPOSIÇÃO	ATIVAÇÃO
<p>Pinos de Fibra de Vidro translúcido de Dupla Conicidade.</p> <p>Diâmetro cervical 1,8mm</p> <p>Diâmetro apical 1,05mm</p>	<p>WhitePost DC</p> <p>nº 2-FGM</p>	<p>Fibra de vidro, resina Epóxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização</p>	<p>Passivo</p>
<p>Resina Composta Nanoparticulada</p>	<p>Filtek Z350 XT</p> <p>COR A3</p> <p>3MESPE</p>	<p>BIS-GMA, BIS-EMA, UDMA com pequenas quantidades de TEGDMA. Aglomerado de partículas primárias de zircônia/sílica com cargas de tamanhos entre 5-20nm. Porcentagem de carga de 78,5%.</p>	<p>Fotopolimerizável</p>
<p>Resina Composta e Sistema Adesivo à Base de Silorano</p>	<p>FILTEKP-90</p> <p>COR A3</p> <p>3M ESPE</p>	<p><i>Resina Composta:</i> Resina Silorano, sistema iniciador canforoquinona, sal iodônico, (doador de elétron), partícula de quartzo, fluoreto de yttrio, estabilizadores, pigmentos</p> <p><i>Sistema Adesivo(primer):</i></p>	<p>Fotopolimerizável</p>

		metacrilatos phosphatados, copolímero de vitrebond, BisGMS, HEMA, água, etanol, partículas de sílica tratados com silano, iniciadores. estabilizadores . <i>Adesivo:</i> dimetacrilato hidrofóbico, metacrilatos fosfatados, TEGDMA, partículas de sílica tratados com silano, iniciadores, estabilizadores.	
Adesivo	SBMUP 3M ESPE	<i>Adesivo:</i> BIS-GMA, HEMA, aminas.	Fotopolimerizável
Silano	Ceramic Primer- 3M ESPE	Álcool etílico (70-80%), água (20- 30%),metacrilato de 3- trimetoxissililpropilo (<2%)	

Fonte: Andréa Brito Conceição e Karina Siqueira.

4.2 - DELINEAMENTO DO ESTUDO

O presente trabalho visou avaliar o desempenho de uma resina de baixa contração quando utilizada como material de preenchimento auxiliar na confecção de pinos anatômicos. Sendo assim, o fator em estudo deste trabalho foi a avaliação da fenda de contração de polimerização dos pinos anatômicos confeccionados com resinas a base de silorano/baixa contração (Filtek P-90 3M-ESPE) - grupo teste, quando comparados aos pinos anatômicos confeccionados com resinas nanoparticuladas convencionais (Z350 XT 3M-ESPE) – grupo controle. Foram consideradas as unidades experimentais os cilindros compostos por resina composta e pino de fibra considerando-se como fator de desfecho a contração de polimerização avaliada através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

Considerando-se como hipótese nula a igualdade entre os grupos, não havendo diferença entre os pinos anatômicos confeccionados com resinas convencionais ou de baixa contração, sendo os pesquisadores cegos para os grupos de avaliação.

4.3 CÁLCULO DA AMOSTRA

O cálculo da amostra, estimado em 11 corpos de prova para cada grupo, foi realizado utilizando o programa G*Power, considerando o poder do estudo de 80%, nível de significância de 5%.

4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram confeccionados com pinos de fibra de vidro (White Post DC2 – FGM) associados a utilização de resinas compostas e os grupos foram divididos de acordo com a resina utilizada: Grupo 1 – Pino de fibra de vidro e resina composta nanoparticulada (Filtek Z350-3M ESPE) e Grupo 2 – Pino de fibra de vidro e resina a base de silorano (Filtek P-90 – 3M ESPE). Foram confeccionados 11 corpos de prova (n=11) 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 de cada sistema, seguido de fotopolimerização.

Para confecção dos corpos de prova (CONCEIÇÃO; SIQUEIRA, 2010) foram utilizadas matrizes metálicas com 6 mm de diâmetro interno e 6 mm de altura, a altura de 6mm da matriz metálica permitiu que se utilizasse apenas a parte cilíndrica do pino, para assim, se manter constante o seu diâmetro ao longo do corpo de prova (Figura 1). Então, foi posicionada uma guia com diâmetro idêntico ao da matriz e uma perfuração no centro, a qual corresponde ao diâmetro do pino, para que esse seja inserido no centro da matriz. Uma plataforma metálica com uma perfuração central foi posicionada sob a matriz, servindo de guia para o posicionamento do pino na região. O pino foi posicionado, atravessando a guia (Figura 2) e o compósito foi então inserido na matriz com espátula metálica 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 3). Após, a placa de vidro foi removida e uma ponteira de 8mm de diâmetro do aparelho fotopolimerizador do tipo LED FreeLight Elipar (3M ESPE), com a potência previamente testada, foi encostada na matriz de poliéster, acionando-se o mesmo por

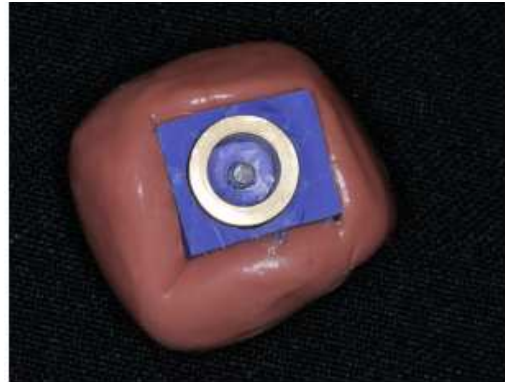
40 segundos(Figura 4). Após, a polimerização foi complementada por mais 40 segundos, na parte inferior do corpo de prova.

Figura 1. Matriz Metálica utilizada para a confecção dos corpos de prova.



Fonte: Andréa de Azevedo Brito Conceição

Figura 2. Guia de silicone, com matriz posicionada e pino atravessando a perfuração central.



Fonte: Andréa de Azevedo Brito Conceição

Figura 3. Fita matriz posicionada, após pressão com placa de vidro sobre a matriz preenchida com resina composta e o pino de fibra de vidro.



Fonte: Andréa de Azevedo Brito Conceição

Figura 4. Corpo de prova, após polimerização e remoção da matriz, ainda com excessos.



Fonte: Andréa de Azevedo Brito Conceição

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

Com uma caneta Pilot®, as matrizes foram assinaladas em quatro diferentes posições, que correspondem às posições 3, 6, 9 e 12 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 levados ao MEV (CONCEIÇÃO, 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) nos quatro pontos marcados previamente, sendo os pesquisadores cegos para os grupos de avaliação. A fenda foi mensurada em micrômetros com aumento de 5000x entre a massa do compósito e o pino de fibra de vidro. Após, foi calculada uma média aritmética das quatro medidas, considerando como a medida de cada fenda do corpo de prova.

Os resultados foram submetidos à análise estatística através do teste de t-Student ao nível de 5% de significância, para verificar a diferença entre a fenda de contração de polimerização de cada compósito.

5 RESULTADOS

Os resultados dos valores médios das fendas de contração de polimerização entre o pino de fibra de vidro e a resina composta estão listados na tabela abaixo.

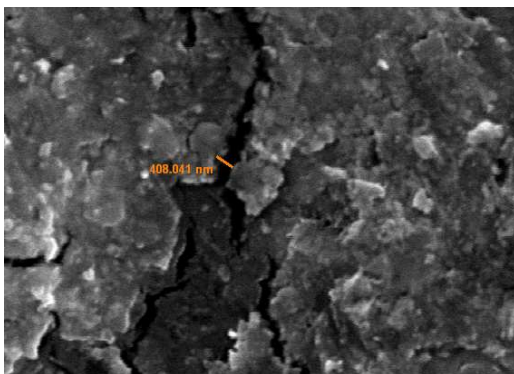
Tabela 1: valores médios, em micrometros, da fenda de contração de polimerização entre o pino de fibra de vidro e a resina composta para os diferentes grupos.

	Grupo I (Z 350)	Grupo II (P 90)
Valor mínimo (μm)	0,08	0,04
Valor máximo (μm)	1,25	0,96
Média (μm)	0,58	0,53
Desvio Padrão (μm)	$\pm 0,65$	$\pm 0,28$

$t' = 0,21$; $gl=59$; $P > 0,40$

Após a aplicação do teste estatístico, observou-se um valor de $P > 0,4$, indicando que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as resinas compostas utilizadas. Dessa maneira, apesar da média da fenda de contração de polimerização do grupo I (Filtek Z350 XT 3M ESPE) (Figuras 5 e 7) ter sido maior do que a do grupo II (Filtek P-90 3M ESPE) (Figuras 6 e 8), pode-se dizer que o desempenho de ambos materiais foi semelhante.

Figura 5: Fenda de Contração da resina Z350 com fenda de $0,41 \mu\text{m}$ (aumento de



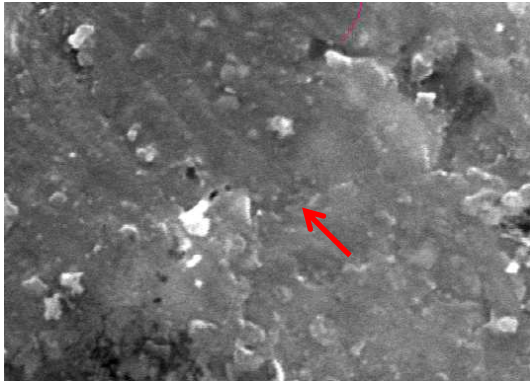
Fonte: Andréa Conceição e Bianca Sausen

Figura 6: Fenda de Contração da resina P90 com fenda de $0,72 \mu\text{m}$ (aumento de 5000x).



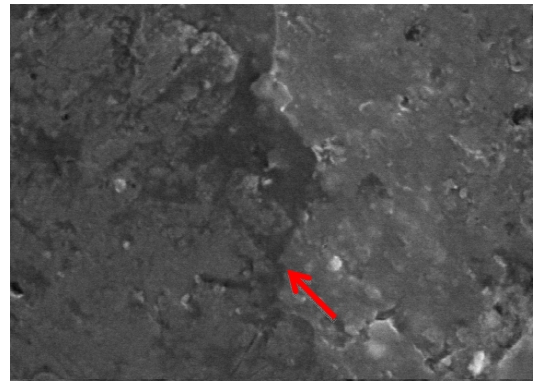
Fonte: Andréa Conceição e Bianca Sausen

Figura 7: Interface entre a massa compósita (Z350) e o pino de fibra de vidro, sem fenda de contração (aumento de 5000x).



Fonte: Andréa Conceição e Bianca Sausen

Figura 8: Interface entre a massa compósita (P90) e o pino de fibra de vidro, sem fenda de contração (aumento de 5000x).



Fonte: Andréa Conceição e Bianca Sausen

6 DISCUSSÃO

Com o desenvolvimento de novos materiais, aliado à evolução dos sistemas adesivos, houve no mercado o lançamento de diversos tipos de pinos pré-fabricados não metálicos que apresentam como vantagens: menor desgaste da estrutura dental, adesão à dentina através de cimentos resinosos associados a adesivos e técnica simplificada. Dentre os pinos pré-fabricados, destacam-se os pinos de fibra (carbono e vidro) por apresentarem propriedades mecânicas próximas às da estrutura dentária, especialmente o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, possibilitando uma melhor distribuição de stress ao remanescente dentário.(MONTICELLI et al.,2005)

Grandini (2003), observou que é possível adaptar um pino de fibras pré-fabricado à forma do canal ovóide ou alargado através do reembasamento do pino com resina composta. Desta maneira, obtém-se um “pino anatômico”, que reproduz com exatidão a morfologia do canal e proporciona a interposição de uma delgada camada de cimento entre o pino e o conduto.

De acordo com GRANDINI, SAPIO, SIMONETTI (2003), a técnica do pino anatômico deve ser utilizada como rotina para condutos de formato irregular ou alargados, podendo ser indicada sempre que a adaptação do pino pré-fabricado ao conduto for inadequada. Outra vantagem da técnica é que a mesma não necessita de envolvimento laboratorial. Verificou-se ainda, que com essa técnica a espessura do cimento resinoso é cerca de seis vezes menor do que quando utilizados apenas os pinos pré-fabricados, havendo conseqüentemente uma redução significativa de microbolhas no cimento e prevenindo-se assim falhas adesivas e deslocamento precoce do pino.

A adesão entre pinos de fibra pré-fabricados, agentes adesivos, cimento resinoso resina composta pode ser verificada em estudo realizado por Ferrari et al. (2000), quando após 6 anos de avaliação clínica e radiográfica, observaram apenas 3,2% de falhas com o uso de pinos pré fabricados de fibra de quartzo e carbono cimentados por técnica adesiva. Esta possível união química com forte integração adesiva destes componentes ao dente reforça a indicação de confecção de pinos anatômicos para raízes com canais amplos.

A polimerização é o processo de enrijecimento do material, em que os monômeros que fazem parte da matriz resinosa do compósito se unem por meio de ligações químicas, formando moléculas maiores, chamadas de polímeros (ANUSAVICE, 1998). Esta reação causa um estresse de contração na restauração de resina composta e possível deformidade em

relação às paredes da cavidade (FEILZER, et al., 1995), podendo levar à infiltração marginal na interface dente-restauração (ASMUSSEN; PEUTZFELDT,1998).

Assim, de acordo com esses estudos, parece interessante o uso de resinas compostas que permitam a melhor adaptação possível às paredes dos canais radiculares para a confecção de pinos anatômicos. Para isso, faz-se possível a utilização de resinas a base de silorano, que apresentam valores de contração abaixo de 1% em volume, além de uma resistência à flexão comparáveis aos compósitos de metacrilato, que são bem aceitos clinicamente. (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; EICK et al.,2006; LOPES, 2008).

Em estudo realizado por Conceição et al., 2008, verificou-se por meio de microscopia eletrônica de varredura, a fenda de contração de polimerização de três tipos de resina composta, verificando-se que a resina Z350 apresentou os menores valores de contração de polimerização, quando comparada às outras duas resinas compostas avaliadas. Dessa maneira, optou-se pela a escolha desta resina, a base de metacrilato e nanopartículas, para a comparação com a resina a base de silorano Filtek P90.

No estudo de Conceição et al., 2008, também foram utilizadas matrizes metálicas para a avaliação da contração de polimerização. O diâmetro de 6mm utilizado, permitiu o posicionamento centralizado do pino de fibra de vidro e um espaço suficiente para a inserção do incremento de resina. A altura de 6mm da matriz metálica permitiu que se utilizasse apenas a parte cilíndrica do pino, para assim, se 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 a técnica de inserção e fotopolimerização, a contração de polimerização pode ser considerada como o fator de desfecho relacionado à composição das resinas.

No presente estudo, os corpos de prova confeccionados com a resina composta Filtek Z350 XT apresentaram na interface entre a massa de compósito e o pino de fibra de vidro diversos pontos sem fenda e nos demais baixos valores de fenda, com valores médios de 0,58 μ m. A composição desta resina, a base de BIS-GMA, BIS-EMA, UDMA, com pequenas quantidades TEDGMA e partículas nanométricas, associado ao tratamento prévio do pino de fibra de vidro com silano, permite uma contração baixa e um selamento mais adequado junto ao pino.

Os corpos de prova confeccionados com a resina composta Filtek P-90, assim como a Filtek Z350 XT, apresentaram na interface em estudo diversos pontos sem fenda e outros com a presença da fenda, todas com valores baixos, sendo em média de 0,53 μ m. Essa média,

quando comparada estatisticamente com a do grupo controle, não apresentou diferenças significativas.

Os compósitos a base de silorano apresentam boas propriedades mecânicas, se clinicamente comparados aos bem sucedidos compósitos a base de metacrilato, porém com menor contração e estresse de polimerização (ILIE; HICKEL, 2009; CADENARO, 2008; DUARTE, et al., 2009; WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). Porém, neste estudo, não foi observado este comportamento.

Ao se avaliar a média das fendas de contração entre o pino de fibra de vidro e a resina Silorano, pôde-se observar que o comportamento deste material não diferiu do grupo controle, sugerindo-se algumas hipóteses, para estes resultados. Dentre elas está a viscosidade do material que dificultaria o preenchimento da matriz e a adaptação da resina com o pino de fibra de vidro. Uma outra explicação seria a possibilidade de uma união fraca entre o primer e o adesivo do sistema adesivo silorano, sendo que microscopicamente já foram observadas fendas entre ambas as camadas, indicando a existência de algum tipo de incompatibilidade ou a ação de oxigênio na camada superficial do primer comprometendo a adesão. (SANTINI; MILETIC, 2008; TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008; GARCIA et al., 2008).

Desta forma, deve-se salientar que a adaptação entre resinas compostas associadas aos pinos de fibra, na técnica do pino anatômico, pode ser considerada como satisfatória já que poucas fendas foram encontradas microscopicamente entre os materiais, independentemente do tipo de resina utilizada para o preenchimento do canal radicular.

7 CONCLUSÃO

Em resposta aos objetivos propostos por este estudo foi possível concluir que :

A adaptação entre o pino de fibra de vidro e as resinas Filtek P90 (3MESPE) e Filtek Z350 XT (3MESPE) foi satisfatória e similar através da mensuração em MEV da fenda de contração de polimerização.

A média da fenda de contração de polimerização, em MEV, na interface formada entre o pino de fibra de vidro e a resina composta à base de Silorano Filtek P-90 foi similar à média obtida pela resina composta à base de metacrilatos Z350 XT, não apresentando diferenças estatisticamente significantes entre elas.

REFERÊNCIAS

- ANDERSSON-WENCKERT, I; SUNNEGÅRDH-GRÖNBERG, K. Flowable resin composite as a class II restorative in primary molars: a two-year clinical evaluation. **Acta. Odontol. Scand.**, London, v. 64, no. 6, p. 334-340, Nov. 2006.
- ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 824 p.
- ANUSAVICE, K. J. Resinas para restauração. In:_____. **Philips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 12, p. 166-177.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGMA on selected sechanical properties of experimental resin composites. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 14, no. 1, p. 51-56, Jan. 1998.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A., SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel- restored teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, no. 4, p. 321-329, Oct. 2005.
- BARATIERI, N., et al. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Liv. Ed. Santos, 2001. 739 p.
- BARJAU-ESCRIBANO A. et al. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, no. 1, p. 47-54, Jan./Feb. 2006.
- BRAGA, R.R.; BALLESTER, R.Y.; FERRACANE, J.L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin composites: a systematic review. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 21, no. 10, p. 962-970, Oct. 2005.
- CADENARO, M. et al. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, no. 5, p. 681-685, May. 2008.
- CAIADO, A.C.R.L. **Avaliação da integridade marginal e dureza Knoop de cimentos resinosos usados na fixação de pinos de fibra de vidro anatomicamente reembasados**. 2010. 59 f. Tese (Doutorado Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, SP.
- CAPUTO, A, A; STANDLEE J.P. Pins and posts – why, when and how. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 20, no. 2, p. 299-311, Apr. 1976.
- CARVALHO, R.M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 21, no. 1, p. 17-24, Jan./Feb. 1996.
- CHAN F.W; HARCOURT J.R; BROCKHURST P.J. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 38, no. 1, p. 93-45, Feb. 1993.

CHEUNG, W. D.M.D. A review of the management of endodontically treated teeth post, core and the final restoration. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill, v. 136, no. 5, p. 611-619, May 2005.

CHRISTENSEN G.J. Posts and cores: state of the art. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, Ill, v. 129, no.1, p. 96-97, Jan.1998.

CLAVIJO, V.G.R. et al. Reabilitação de dentes tratados endodonticamente com pinos anatômicos indiretos de fibra de vidro. **Rev. Dental. Press. Estét.**, Maringá, v. 5, n. 2, p. 31-49, abr./jun. 2008.

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.

CONCEIÇÃO A.A.B; SIQUEIRA , K G; **Avaliação da fenda de contração de polimerização de dois tipos de resinas compostas utilizadas na confecção de pinos anatômicos**. 2010. 30 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J. Dent. Res.**, Thousand Oaks, v. 63, no. 12, p. 1396-1399, Dec. 1984.

DAVIDSON, C,L.; FEILZER A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymerbased restoratives. **J. Dent.**, Kidlington, v. 25, no. 6, p. 435- 440, Nov. 1997.

DUARTE, S. et al. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 40, no. 8, p. 631-638, Sept. 2009.

DURET, P. B.; REYNAUD, M.; DURET, F. Um nouveau concept de reconstruction coronoradiculaire: Lê composipost. **Chir. Dent. Fr.**, Paris, v. 60, no. 542, p. 131-141, Dec. 1990.

EICK, J.D. et al. Properties of siloranebased dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, no. 8, p. 1011-1017, Aug. 2007

EICK, J.D. et al. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. **J. Dent.** , Kidlington, v. 34, no. 6, p. 405-410, July 2006.

FEILZER, A. J. et al. Influence of Light Intensity on Polymerization Shrinkage and Integrity of Restorative-cavity Interface. **Eur. J. Oral. Sci.**, Copenhagen. v. 103. no. 5, p. 322-326, Oct. 1995.

FERRAZ, J.M.S. et al. Resinas compostas: estágio atual e perspectivas. **Rev. Odonto.**, São Bernardo do Campo, v.16, n. 32, p. 98, jul/dez. 2008.

FERRACANE, J.L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 21, no. 1, p. 36–42, Jan. 2005.

GARCIA, R.N. et al. Resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes em dentina profunda. **R. S.B. O.**, Joinville, v. 5, n. 3, p. 39-47, dez. 2008.

GOLDBERG, A.J.; BURSTONE, C.J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 8, no. 3, p. 197-202, May 1992.

GRANDINI, S. et al. A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. **Int. Endod. J.**, Oxford., v. 37, no. 10, p. 679-686, Oct. 2004.

GRANDINI, S. et al. SEM Evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 7, no. 3, p. 235-240, Aut. 2005.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 5, no. 3 p. 243-247, Fall 2003.

GORACCI, C. et al. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. **Dent. Mat**, Kidlington, v. 21, no. 5, p. 437- 444, May. 2005.

ESKITAŞCIOĞLU, G; BELLI, S; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis. **J. Endod.**, Oxford, v. 21, no. 9, p. 629-633, Sept. 2002.

FERRARI, M; VICHI, A; MANNOCCI, F; MASON, P.N. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, p. 9B-13B, 2000.

HEYDECKE, G; BUTZ, F; STRUB, J.R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **J. Dent.**, Kidlington ,v. 29, no. 6, p. 427-433, Aug. 2001.

HILTON, T.J.; SCHWARTZ, R.S.; FERRACANE, J.L. Microleakage of four class I resin composite insertion techniques at intraoral temperature. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 28, no. 2, p. 135-44, Feb. 1997.

ILIE, N., HICKEL, R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. **Dent. Mat.**, Kidlington, v. 25, no. 6, p. 810-819, June 2005.

ILIE, N., HICKEL, R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 25, no. 3, p. 445-454, Sept.2006.

KANCA, I.I.I. J.; SUH, B.I. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, no. 3, p. 107-112, June 1999.

LABELLA, R. et al. Polymerization shrinkage elasticity flowable composites and filled adhesives. **Dent. Mater.**, Kidlington. v. 15. no. 2, p. 128-137, Mar. 1999.

LASSILA, L. P. et al. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent. Mater. J.**, Kidlington, v. 20, no. 1, p. 29-36, Jan. 2004.

LINDBERG, A; VAN DIJKEN, J.W.V; LINDBERG, M. Nineyear evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandwich technique in Class II cavities. **J Dent.** Kidlington , v. 35, no. 2, p. 124-129, Feb. 2007.

LOPES, G.C. Resina composta de baixa contração. **Clin. Int. J. Braz. Dent.**, Florianópolis, v. 4, n. 4, p. 348-351, out./dez. 2008.

MARTINS, L.R.M. **Avaliação da resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com materiais adesivos.** 1995. 47 f. Tese (Doutorado, Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, SP.

MAZARO, J.V.Q. et al. Factors determining of intraradicular post selection. **Rev. Odontol. UNESP.**, São Paulo, v. 35, n. 4, p. 223-231, out./dez. 2006.

MONDELLI, J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. **Rev.Dent.Rest.**, Bauru, v. 1, n. 3, p. 103-108, jul./ago.1998.

MOTA, A.S.; BIFFI, J.C.G.; OLIVEIRA, M.R.S. et al. Estudo comparativo da força de tração na remoção de pinos pré-fabricados em canais morfológicamente diferentes. **Rev. ABO Nac.**, São Paulo, v. 7, n. 6, p. 364-371, jan. 2000.

MORAES, R.R. Et al. In vitro toothbrushing abrasion of dental resin composit: packable, microhybrid, nanohybrid, and microfilled materials. **Braz. Oral. Res.**, São Paulo, v. 22, no. 2, p. 112-118, Apr./Jun. 2008.

MORGANO, S.M. Restoration os puplessteeth: application of traditional principles in present and fracture contexts. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis Mo, v. 89, no. 4. p. 360-367, Apr. 2003.

MONTICELLI, F. et al. Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resin core units built up with different resin composites. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.18, no.1, p.61-65, Feb. 2005.

NEWMAN, M.P. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J .Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, no. 4, p. 360-367, Apr. 2003.

OWENS, B.M.; JOHNSON, W.W. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of class V resin composites restorations. **J. Adhes .Dent.**, New Malden, v. 7, no. 4, p. 303-308, Wint. 2005.

PEDROSA-FILHO CF. **Influência do reembasamento com resina composta (pino anatômico) na resistência à extrusão de retentores intra-radiculares de fibra de vidro.** 2006. 107 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, SP.

PEGORARO, L. F. **Prótese fixa**. 7ed. São Paulo: Artes Médicas, 2004. 313p.

PURTON, D.G.; PAYNE, J.A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. **Quintessence. Intern.**, Berlin v. 27, no. 2, p. 93-97, Feb.1996.

REIS, B.R. et al. Influência do tipo de pino, cimento e de alívio na resistência a tração de retentores intra-radiculares em raízes bovinas. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 22, suppl. 1, p. 87, Sept. 2008.

RUEGGERBERG, F. Contemporary issues in photocuring. **Compend. Contin. Educ. Dent. Suppl.**, Jamesburg, v. 25, p. n S4-S15, Nov. 1999.

SANTINI A; MILETIC, V. Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive one-step self-etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM. **J Dent.**, Kidlington, v. 36, no. 9, p. 683-691, Sept. 2008.

SANTOS-FILHO, P.C.F. et al. Effect of postsystem and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int. Endod.**, Oxford. v. 41, no. 6, p. 493-501, Apr. 2008.

SCHWARTZ, R.S. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system – the promise and the problems: a review. **J. Endod.**, Columbus, v. 32, no. 12, p. 1125-1134, Oct. 2006.

SUNDFELD, R.H. et al. Avaliação clínica/microscópica da camada híbrida de adesão e dos prolongamentos resinosos (tags) em tecido dentinário condicionado: efeito de materiais, técnicas de aplicação e análise. **J. Bras. Dent. Estet.**, Curitiba, v. 1, n. 4, p. 315-331, out./dez. 2002.

TEZVERGIL-MUTLUAY A; LASSILA, L.V.J; VALLITTU, P.K. Incremental layers of silorane composite: the initial bonding properties. **J. Dent.**, Kidlington, v. 36. no. 7, p. 560-563, May 2008.

TAY, F.R. et al. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. **J. Endod.** Columbus, v. 31, no. 8, p. 584-588, Aug. 2005.

WATZKE, R. et al. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, no. 11, p. 1512-1517, Nov. 2008.

WEINMANN, W., THALACKER, C., GUGGENBERGER, R. Silorane in dental composites. **Dent. Mat.**, Kidlington, v. 21, no. 1, p. 68-74, Jan. 2005.

YAMAZAKI, P.C.V. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite. **Oper. Dent.**; Seattle, v. 31, no. 6, p. 670-676, Nov./Dec. 2006.

ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effect of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, no. 4, p. 368-373, Apr. 2003.