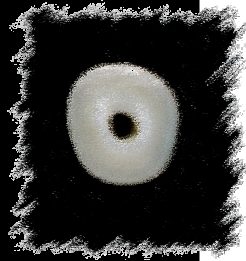
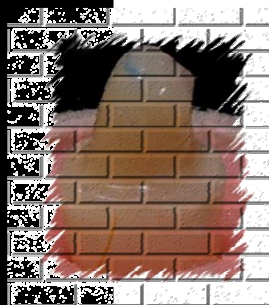
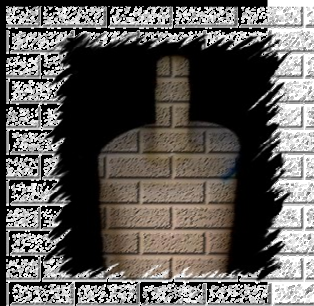


Universidade Estadual "Julio de Mesquita Filho"  
Faculdade de Odontologia de Araraquara



JULIO KATUHIDE UEDA

*ESTUDO IN VITRO DA  
RESISTÊNCIA À FRATURA DE  
RAÍZES DEBILITADAS. EFEITO  
DE DIFERENTES  
TRATAMENTOS  
RESTAURADORES*



ARARAQUARA  
2007

JULIO KATUHIDE UEDA

*ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA À FRATURA  
DE RAÍZES DEBILITADAS. EFEITO DE DIFERENTES  
TRATAMENTOS RESTAURADORES*

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Doutor em Dentística Restauradora.

Orientador: *Prof. Dr. José Roberto Cury Saad*

ARARAQUARA  
2007

Ueda, Julio Katuhide

Estudo in vitro da resistência à fratura de raízes debilitadas.  
Efeito de diferentes tratamentos restauradores / Julio Katuhide  
Ueda. – Araraquara : [s.n.], 2007.

214 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

1. Dente não vital 2. Raiz dentária 3. Materiais restauradores  
do canal radicular 4. Técnica para retentor intra-radicular 5. Testes  
de materiais I. Título.

JULIO KATUHIDE UEDA

ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE  
RAÍZES DEBILITADAS. EFEITO DE DIFERENTES  
TRATAMENTOS RESTAURADORES

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. JOSÉ ROBERTO CURY SAAD

2º Examinador: Prof. Dr. MARCELO FERRAREZI DE ANDRADE

3º Examinador: Prof. Dr. OSMIR BATISTA DE OLIVEIRA JÚNIOR

4º Examinador: Prof. Dr. PAULO AFONSO SILVEIRA FRANCISCONI

5º Examinador: Prof. Dr. LUIZ ALBERTO FORMIGHIERI

Araraquara, 06 de novembro de 2007.

## **JULIO KATUHIDE UEDA**

- 7 de dezembro de 1972 – Nascimento – Ribeirão Preto – SP
- 1992 – 1995 Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Araraquara – São Paulo
- 1997 – 1999 Curso de Pós-Graduação em Dentística, opção Materiais Dentários, em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, Bauru – São Paulo
- A partir de 1998 Docente do curso de Odontologia – Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE, Cascavel – Paraná
- 2004 – 2007 Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Araraquara – São Paulo

## ***DEDICO ESTE TRABALHO,***

À ***DEUS***, sempre presente, a quem devo tudo em minha vida;

Aos meus pais, ***MASATO e KIMIKO***, que sempre me apoiaram na busca pelos meus ideais. Exemplos de vida e coragem, minha eterna gratidão pelo amor e carinho incondicionais. Sem vocês, tudo seria impossível. Obrigado por serem meus pais!!!;

Aos meus filhos, ***JULIA MAYUMI e FELIPE HIDEAKI***, fontes constantes de alegria e motivação, a quem dedicarei toda minha vida. Amo muito vocês!!!;

À minha esposa ***SANDRA***, pelo carinho, revisão do texto e suporte durante todo tempo do doutorado. Agradeço-lhe também por ter me dado esses filhos maravilhosos!

Ao meu irmão ***OSAMI***, irmãs ***MASAKO, SUMIYO, TOSHIE, ETSUKO e MIYUKI***, ***sobrinhos e demais familiares***, os quais têm iluminado o meu dia-a-dia. Por mais árdua que seja a vida, por mais que a distância dificulte o convívio freqüente, vocês estarão sempre em meu coração. Adoro esta grande família. Como é bom fazer parte dela!

... à todos vocês, todo o meu amor, respeito e gratidão!!!

## ***AGRADECIMENTO ESPECIAL***

ao Prof. Dr. ***José Roberto Cury Saad***, orientador da tese, pelo exemplo de pesquisador, professor e ser humano. Agradeço-lhe pelo apoio e pela compreensão dado durante todo o decorrer deste Doutorado, pela confiança em mim depositada na execução do trabalho, bem como pelo estímulo ao estudo, ao amor pela profissão e à valorização da amizade, da responsabilidade e do respeito.

Foi uma honra ser seu discípulo. Seus ensinamentos desde a graduação acompanhar-me-ão por toda a vida.

## ***AGRADECIMENTOS***

Minha sincera gratidão os que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho, em particular:

### **Às Instituições:**

- Universidade Estadual do Oeste do Paraná – UNIOESTE, Curso de Odontologia, nas pessoas do Digníssimo Reitor ***Prof. Dr. Alcibiades Luiz Orlando***;
- Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, por todas as oportunidades e crescimento profissional.

**Aos Professores e amigos:**

- ***Profa. Dra Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio*** e ao ***Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla***, Diretora e Vice-Diretor desta Faculdade;
- ***Prof. Dr. Osmir Baptista de Oliveira Junior***, coordenador do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora. Obrigado pela oportunidade de realizar o curso nesta instituição, que tanto admiro;
- Da Graduação e Pós-Graduação em Dentística Restauradora, ***Wellington Dinelli, Maria Salete Machado Cândido, Marcelo Ferrarezi de Andrade, Sizenando de Toledo Porto Neto, José Roberto Cury Saad, Osmir Baptista de Oliveira Júnior e Sillas Luiz Lordelo Duarte Júnior***, pelos ensinamentos e pela amizade;
- ***Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz***, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo auxílio e sugestões essenciais durante o desenvolvimento deste trabalho;
- ***Profs. Drs. José Scarso Filho e Lizete de Toledo Oliveira Ramalho*** desta Faculdade, que foram e sempre serão meus grandes incentivadores no trilhar da docência;
- Da Disciplina de Dentística Restauradora da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, ***Fabiana Scarparo Naufel, Luiz Alberto Formighieri, Rosana Aparecida dos Santos, Vera Lúcia Schmitt e Virgínia Bosquioli***, pelo apoio na realização deste curso, especialmente pela paciência durante minha ausência;
- ***Prof. Dr. Carlos Augusto Nassar e Patrícia Oehlmeyer Nassar***, pelo apoio em Cascavel e pelo abrigo em Araraquara durante a realização deste curso. Obrigado, principalmente, pela amizade de longa data.

**Aos amigos e funcionários:**

- Do Departamento de Odontologia Restauradora, *Marinho, Adriana, Cida, Vanderley e Creusa*;
- Da Seção de Pós-Graduação, em nome da *Mara Cândida Munhoz do Amaral, Rosangela Aparecida Silva dos Santos, José Alexandre Garcia e Flávia Sousa de Jesus*, pela atenção, auxílio e paciência;
- Da Biblioteca desta Faculdade, em nome da *Maria Helena Matsumoto Komasti Leves, Ceres Maria Carvalho Galvão de Freitas e Marley Cristina Chiusoli Montagnoli*, pela disposição, eficiência e paciência no pronto atendimento;
- *Sônia Lemanski*, da Divisão de Capacitação Docente da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, pela forma atenciosa e carinhosa com que cuida dos docentes que realizam pós-graduação.

**E por fim:**

- Aos colegas do curso de Doutorado, turma de 2004, em Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara: *Leonardo, Wallison, Cristina, Kina, Renato, Rinaldo e Cláudia*, por compartilharem suas experiências. Obrigado pela amizade e pela convivência.
- À Capes, pela concessão da Bolsa de Estudo;
- À 3M ESPE, Ângelus e Ivoclar-Vivadent, por fornecerem parte dos materiais utilizados neste trabalho.

... a todos, o meu reconhecimento e agradecimento.

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	9
RESUMO .....	10
ABSTRACT .....	13
1 INTRODUÇÃO .....	16
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	22
2.1 Trabalhos de revisões de literatura .....	23
2.2 Estudos clínicos .....	34
2.3 Estudos in vitro .....	42
2.4 Análise de distribuição de tensões .....	92
3 PROPOSIÇÃO .....	100
4 MATERIAL E MÉTODO .....	102
4.1 Material .....	103
4.2 Seleção dos dentes, limpeza e armazenamento .....	104
4.3 Tratamento endodôntico .....	105
4.4 Preparo intra-radicular para simular raízes debilitadas .....	106
4.5 Constituição dos grupos .....	110
4.6 Confeção da porção coronária .....	130
4.7 Montagem dos corpos de prova .....	132
4.8 Testes de resistência à fratura .....	134
4.9 Análise do padrão de fratura .....	137
4.10 Análise estatística dos resultados .....	138
5 RESULTADO .....	139
6 DISCUSSÃO .....	146
6.1 Da restauração de dentes tratados endodonticamente .....	147
6.2 Dos sistemas intra-radulares e restauração das raízes debilitadas .....	148
6.3 Da metodologia empregada .....	156
6.4 Dos resultados .....	166
6.4.1 Resistência à fratura radicular.....	166
6.4.2 Padrão de fracasso.....	188
7 CONCLUSÃO .....	195
8 REFERÊNCIAS .....	198
9 ANEXOS.....	211

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

G -	Grupo	NMF -	núcleo metálico fundido
HL -	haste longa	Ni-Cr -	liga de níquel-cromo
M-D -	mésio – distal	V-P -	vestíbulo – palatino
° -	Grau	µm -	micrômetro
MPa -	mega Pascal	mm -	milímetro
n -	número de amostras	N -	Newton
GPa -	giga Pascal	min -	minuto
Ø -	diâmetro	mm.min <sup>-1</sup> -	milímetro por minuto
EDTA -	ácido etileno-diamino- tetra-acético	E -	módulo de elasticidade
CIV -	cimento de ionômero de vidro	NaOCl -	hipoclorito de sódio
RI -	raiz íntegra	RD -	raiz debilitada
mW/cm <sup>2</sup> -	miliwatts por centímetro quadrado	s -	Segundos
% -	por cento	Esp. -	espécime
> -	maior	< -	menor
α -	nível de significância	dp -	desvio padrão
p -	valor de probabilidade	ns	diferença não significativa
GL -	graus de liberdade	SQ -	soma dos quadrados
QM -	quadrado médio	F -	teste de Fisher

***RESUMO***

---

Ueda JK. Estudo in vitro da resistência à fratura de raízes debilitadas. Efeito de diferentes tratamentos restauradores [Tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## **RESUMO**

A preservação e a restauração de dentes despulpados severamente debilitados é um procedimento complexo e relativamente imprevisível. Este estudo avaliou a resistência à fratura de raízes bovinas experimentalmente debilitadas, reconstruídas internamente com diferentes materiais restauradores em combinação com pinos pré-fabricados de fibra de vidro comparados com raízes íntegras restauradas com núcleo metálico fundido ou pino de fibra de vidro. Foram selecionadas raízes de 120 (n=15) incisivos bovinos inferiores de dimensões semelhantes, dos quais, 90 foram internamente preparados para simular uma raiz debilitada. Todas as raízes foram preenchidas com diferentes materiais restauradores e os espécimes foram submetidos ao teste de resistência ao fracasso/ fratura com a aplicação de uma carga compressiva tangencial a um ângulo de 135° em relação ao longo eixo axial das raízes. Resultados indicaram diferenças estatisticamente significante entre os grupos. As raízes debilitadas restauradas com núcleo metálico fundido (grupo NMF-RD) demonstraram os mais baixos valores de resistência à fratura (107.7436 N), sendo estatisticamente diferentes dos demais grupos. As raízes íntegras restauradas com núcleo metálico fundido (NMF-RI) mostraram os maiores valores de resistência (362.3308 N), mas com diferenças estatisticamente significantes somente quando comparadas às raízes debilitadas restauradas com cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent – grupo Vario-RD), cimento resinoso autopolimerizável (Multilink, Ivoclar Vivadent – grupo Multi-RD) e cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M ESPE – grupo Vitre-RD) associado com pino de fibra de vidro. Não houve diferença

estatisticamente significativa entre os grupos das raízes debilitadas restauradas com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE – grupo Unicem-RD), resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent – grupo Tetric-RD), grupo Vitre-RD e grupo Vario-RD, sendo estas semelhantes ao grupo das raízes íntegras restauradas com pino de fibra de vidro (grupo Vario-RI), apesar do grupo Unicem-RD, apresentar os maiores valores médios de resistência ao fracasso entre os grupos de reforço radicular. Das raízes debilitadas o grupo Multi-RD apresentou as menores médias de resistência ao fracasso, mas estatisticamente diferente somente quando comparado aos grupos Unicem-RD, Vario-RI e NMF-RI. As porcentagem das amostras com modo de fracassos reparáveis foram: grupo NMF-RI: 7%, grupo NMF-RD: 20%, grupo Vario-RI: 93%, grupo Vario-RD: 80%, grupo Tetric-RD: 60%, grupo Unicem-RD: 67%, grupo Multi-RD: 60%, grupo Vitre-RD: 67%. O uso de pinos de fibra de vidro associados com os diferentes materiais avaliados neste estudo reforçou as raízes debilitadas durante ensaio de resistência à fratura e, em algumas situações, apresentando estatisticamente a mesma resistência ao fracasso provida por uma raiz íntegra.

**Palavras-chave:** Dente não vital; raiz dentária; materiais restauradores do canal radicular; técnica para retentor intra-radicular; testes de materiais.

***ABSTRACT***

---

Ueda JK. In vitro study of fracture resistance of weakened roots. Effect of different restoring treatments [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## **ABSTRACT**

The preservation and restoration of severely weakened pulpless teeth is a difficult and relatively unpredictable procedure. This study evaluated the resistance to fracture of experimentally weakened bovine roots internally reconstructed with different filling materials in combination with prefabricated fiberglass posts compared with restored roots that were relatively intact. The roots of 120 mandibular bovine incisors with similar bulks were selected. Of these, 90 were internally prepared to standardized dimensions, thereby simulating weakness. All roots were filled with different restorative materials. The specimens were submitted to the fracture resistance testing with the application of a tangential compressive loading at an angle of 135° in relation to the long axes of the roots. Results indicated statistically significant differences among the groups. The weakened roots restored with the cast post-core (group NMF-RD) demonstrated the lowest fracture resistance values (107.7436 N), which were significantly different from the averages of the remaining groups. The healthy roots restored with the cast post-core (group NMF-RI) showed the highest values (362.3308 N), but statistically significant differences were observed only when compared with weakened roots restored by the dual-cured resin cements (Variolink II, Ivoclar Vivadent – group Vario-RD), chemically cured resin cements (Multilink, Ivoclar Vivadent – group Multi-RD) and resin-modified glass-ionomer cement (Vitremer, 3M ESPE – group Vitre-RD) associated with fiberglass posts. There was not statistically significant differences among the groups of the weakened roots restored with self-adhesive universal resin cement (RelyX Unicem, 3M ESPE – group Unicem-RD), composite resin (Tetric

Ceram, Ivoclar Vivadent – group Tetric-RD), group Vitre-RD and group Vario-RD, being these similar to the group of the healthy roots restored with fiberglass post (group Vario-RI). The group Multi-RD showed the lowest failure resistance values among the groups of root reinforcement, but statistically significant difference was demonstrated only in relation to the group Unicem-RD, Vario-RI e NMF-RI. The sample with a favorable repair were: group NMF-RI: 7%, group NMF-RD: 20%, group Vario-RI: 93%, group Vario-RD: 80%, group Tetric-RD: 60%, group Unicem-RD: 67%, group Multi-RD: 60%, group Vitre-RD: 67%. The use of fiberglass posts associated with the different filling materials evaluated in this study reinforced the weakened roots during fracture resistance testing, and in some situations showing statistically the same resistance to the failure provided by a healthy root.

**KEYWORDS:** Tooth, nonvital; tooth root; root filling materials; post and core technique; material testing.

## ***1 INTRODUÇÃO***

---

# 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação estrutural de dentes despulpados é extremamente importante para assegurar um sucesso no tratamento restaurador<sup>9, 43, 49, 50, 98</sup>, tornando-se freqüentemente um desafio para o dentista<sup>43, 74, 98, 106, 116</sup>. Tais dentes, muitas vezes, apresentam um significativo comprometimento coronal e radicular, provocados por cáries extensas, fraturas, traumas em dente imaturo, iatrogenia e patologia pulpar, bem como pelo próprio tratamento endodôntico<sup>9, 43, 49, 56, 67, 93, 112</sup>.

Nestas situações a restauração é normalmente realizada com o uso de retentores intra-radulares para possibilitar uma estabilização corono-radicular, especialmente em dentes anteriores, a fim de prover forma de retenção e de resistência à restauração<sup>9, 43, 89, 92</sup>. Idealmente deveriam promover mínima tensão ao dente, adequada retenção ao núcleo, além de possibilitarem uma fácil remoção quando necessária ao retratamento endodôntico<sup>92</sup>.

Os sistemas intra-radulares mais utilizados podem ser classificados em dois tipos básicos: pinos metálicos e núcleos convencionais de estrutura única e de dois elementos, constituído de um pino comercial pré-fabricado inserido no conduto radicular e um núcleo de preenchimento de resina composta confeccionado na porção coronária<sup>75</sup>.

Universalmente aceito, o núcleo metálico fundido de estrutura única, confeccionado em diversas ligas, tem sido utilizado na Odontologia há décadas, como tratamento de escolha, sendo o retentor intra-radicular mais antigo disponível para possibilitar a restauração de dentes despulpados<sup>9, 43, 49, 51, 71, 89, 92</sup>. Porém, estes têm desvantagens biológicas e mecânicas<sup>71, 105</sup>, como alto módulo de elasticidade, desgaste excessivo da estrutura dentinária sadia, falta de retenção, longo tempo de tratamento, envolvendo procedimentos laboratoriais<sup>71, 74, 78, 105</sup> e fratura radicular, pela indução de tensões na porção cervical (efeito cunha), sendo esta última mais severa porque leva, muitas vezes, à necessidade

de extração do dente<sup>48, 58, 66, 67, 71, 105, 113</sup>. Balkenhol et al.<sup>11</sup> (2007), através de um estudo retrospectivo de 10 anos, observaram que o NMF tem um tempo médio de sobrevivência de 7.3 anos e taxa média de fracasso de 11.2%, sendo a perda de retenção a complicação mais comum registrada. Ainda segundo Galhano et al.<sup>41</sup> (2005) e Grandini et al.<sup>48</sup>, (2005) o uso de pinos metálicos fundidos leva a um maior índice de fratura radicular atribuído à concentração de estresse.

Devido a estes riscos de falhas biomecânicas, bem como a busca por um tratamento mais estético e de maior praticidade, as restaurações de dentes tratados endodonticamente sofreram uma mudança de paradigma do uso tradicional de materiais rígidos como retentores intra-radulares, tais como pinos de diferentes metais, pré-fabricados ou fundidos, para a aceitação gradual de materiais com propriedades mecânicas o mais próximo da dentina (resinas compostas, cimento de ionômero de vidro e pinos de fibra), a fim de reduzir a transmissão de estresse à estrutura do remanescente dental e criar uma unidade mecanicamente homogênea<sup>7, 33, 43, 56, 57, 64, 77, 80, 83, 95, 105</sup>. Assim, atualmente, além do núcleo metálico fundido, existe a opção do uso de pinos pré-fabricados não-metálicos, que são adaptados no canal radicular pelo preparo com brocas padronizadas que correspondem ao tamanho do pino<sup>33, 56, 57, 77, 92</sup>. Estes pinos foram desenvolvidos com diversos materiais, incluindo fibra de carbono<sup>37, 41</sup>, fibra de vidro<sup>82, 83, 112</sup>, fibra de quartzo<sup>10, 105</sup>, fibra de polietileno trançado<sup>58, 83</sup>, associação da fibra de vidro e zircônia<sup>93</sup> e pinos cerâmicos de zircônia<sup>94, 102</sup>, os quais apresentam características singulares de acordo com tamanho, diâmetro, biocompatibilidade, módulo de elasticidade e resistência contra as forças da mastigação<sup>78</sup>. Estes pinos proporcionaram a primeira verdadeira alternativa aos pinos metálicos fundidos ou pré-fabricados<sup>40</sup>. Esta nova geração de sistemas de pinos intra-radulares foi projetada para ser biocompatível, resistente à corrosão, capaz aderir à estrutura dentária, estético, e permitir reparo quando o sistema de pino e núcleo falham<sup>83, 105</sup>.

Porém, devido aos riscos de fraturas radiculares associados ao uso de vários tipos de retentores intra-radiculares e núcleos físico-mecanicamente heterogêneos com um alto módulo de elasticidade (metálicos e cerâmicos), inseridos em um ambiente com módulos de elasticidade variáveis existentes entre dentina, cimento e o pino, que podem ser uma fonte de estresse para as estruturas radiculares<sup>9, 58, 64, 66, 67, 89, 112</sup>, têm-se buscado materiais que são protetores da estrutura dentária remanescente<sup>83</sup>, que podem ter propriedades mecânicas mais favoráveis às estruturas radiculares<sup>75, 77, 81, 89, 112</sup>.

Foi doutrinado que o uso de um material com módulo de elasticidade semelhante à dentina permitiria redução da concentração de estresse na interface dentina-pino e que esses estresses poderiam ser transferidos mais uniformemente à raiz, diminuindo conseqüentemente a incidência de fratura radicular<sup>3, 41, 47, 64, 75, 83, 84</sup>. Por estas razões, foram desenvolvidos pinos de fibra que apresentam um módulo de elasticidade mais próximo à da dentina quando comparado aos núcleos metálicos fundidos, metálicos pré-fabricados e pinos cerâmicos (zircônia), permitindo uma absorção e distribuição das tensões mais uniforme pela estrutura radicular remanescente, ao invés de concentrá-las<sup>25, 41</sup>. E, apesar dos valores mais baixos de resistência ao fracasso, encontrados normalmente com o uso de pinos de fibra comparados aos pinos metálicos, o desempenho deles pode ser propício porque tais fracassos são mais favoráveis e reparáveis, com índice reduzido de fratura radicular<sup>71, 83, 105</sup>.

Porém, uma complicação comum encontrada durante os procedimentos para receber dispositivos intra-radiculares em raízes de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente é a perda de dentina radicular cervical<sup>20, 35, 43, 58, 65-67, 70, 71, 74, 77, 81, 83, 98, 112, 116</sup>, resultando em um canal de formato cônico, amplo e com paredes finas nas proximidades desta região, tornando o procedimento restaurador mais complexo<sup>3, 64-67, 77, 92, 112</sup>. Essa situação acontece em dentes com

ápice radicular aberto e, em certas situações, onde a destruição da estrutura dentária se estende à região interna da raiz como resultado de cáries dentais, fraturas, inadequada remoção de dispositivos intraradiculares anteriormente inseridos, tratamento endodôntico prévio, reabsorção interna ou de causa idiopática<sup>3, 64-67, 71, 92, 95, 105</sup>.

Esta perda da estrutura radicular leva conseqüente à redução da resistência do remanescente para a miríade das forças intra-orais<sup>2, 64, 83</sup>, aumentando o risco de sua fratura, uma vez que a resistência de um dente tratado endodonticamente é diretamente proporcional à espessura da parede dentinária remanescente do conduto radicular<sup>9, 43, 74, 75, 82, 85, 92, 102</sup>, e a parte cervical do dente ser submetida à significativa força de compressão, tensão e torção durante a sua função<sup>78, 98, 115</sup>. Isto pode conduzir, com o passar do tempo, à uma fadiga gradual da estrutura dentária debilitada e pode aumentar a probabilidade de fratura<sup>77, 98</sup>.

A fim de se evitar a perda precoce dessas raízes debilitadas têm sido sugeridas várias diretrizes como o uso de materiais restauradores para reforçar tais estruturas, aumentando a sua resistência à fratura<sup>62, 64-71, 74, 98, 105, 112, 116</sup>. Então, a utilização de diversos materiais relatados pela literatura, como o cimento de ionômero de vidro convencional<sup>64, 112</sup>, o cimento de ionômero de vidro reforçado por partículas metálicas<sup>66</sup>, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina<sup>42, 74</sup>, resina composta modificada por poliácidos<sup>74</sup>, o cimento resinoso<sup>64, 71, 74, 77</sup>, o cimento de policarboxilato de zinco<sup>64</sup>, o cimento de fosfato de zinco<sup>64</sup>, a resina composta<sup>43, 74, 98, 104, 112</sup>, a fibra de polietileno<sup>83</sup> e, por fim, os pinos intra-radiculares<sup>71</sup> são tentativas para se encontrar um substituto adequado ao tecido dentário radicular perdido.

Este reforço da estrutura radicular comprometida originou-se da técnica adesiva usada no esmalte e na dentina para as restaurações adesivas diretas. O desenvolvimento simultâneo de novos pinos intraradiculares e cimentos adesivos invocaram uma investigação renovada em relação ao modo mais efetivo de restabelecer dentes tratados

endodonticamente<sup>64</sup>. Por exemplo, o sistema de pino intra-radicular de fibra incorporou o uso de materiais adesivos e técnicas para o reforço intra-radicular de raízes com paredes finas, tirando proveito dos avanços dessas tecnologias restauradoras<sup>74, 77</sup>.

Devido a essa busca por um substituto adequado para o tecido dentinário radicular perdido aliada à introdução dos pinos reforçados por fibra, surgiu um novo conceito reabilitador onde vários componentes da restauração (sistema adesivo, agente cimentante, pino e material restaurador) constituem um complexo mecanicamente homogêneo. Tem-se atribuído a este sistema de restauração em monobloco, com o emprego de materiais adesivos com propriedades físicas semelhantes às da dentina<sup>7, 61</sup>, um comportamento similar àquele de um dente íntegro frente às cargas funcionais<sup>117</sup>.

Entretanto, não há nenhum consenso na literatura sobre quais materiais e técnicas são melhores para restabelecer tais raízes dentárias<sup>20, 35, 43, 58, 65-67, 70, 71, 74, 77, 81, 83, 98, 112, 116</sup>. Desta forma, existe a necessidade de maiores investigações, através de estudos científicos que venham a evidenciar a possibilidade de reforço radicular de uma estrutura debilitada promovida por novas aplicações clínicas de materiais já existentes e a de materiais recentemente introduzidos na Odontologia.

## ***2 REVISÃO DE LITERATURA***

---

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Por razões didáticas, a revisão de literatura a respeito das técnicas e materiais relacionados à restauração de dentes tratados endodonticamente foi dividida em quatro partes, considerando os trabalhos de revisões de literatura, estudos clínicos, estudos in vitro e análise de distribuição de tensões.

### 2.1 Trabalhos de revisões de literatura

Em 1976, Lau<sup>62</sup>, apresentou um modo racional e sistemático para a preservação de dentes tratados endodonticamente e revisou os conceitos básicos a ele aplicados. De acordo com esta investigação, durante o preparo do conduto radicular deveriam ser seguidos os seguintes princípios: o preparo do espaço do canal radicular para receber o pino fundido deve ser de forma oval e não arredondada em secção transversal; as paredes deveriam ser lisas; margens finas de estrutura dentária sem suporte deveriam ser removidas; necessidade de checagem do eixo de inserção, bem como conferir a obtenção do máximo comprimento radicular sem interferir no selamento apical. Para se restabelecer um dente tratado endodonticamente deve-se: aliviar previamente a oclusão do dente; utilizar o pino metálico fundido e núcleo para posterior restabelecimento com prótese parcial removível e fixa; instruir o endodontista a não usar cones de prata em canais que receberão pinos; utilizar pinos resistentes com diâmetros grandes para prevenir fratura radicular em raízes volumosas; realizar preparos do espaço para pino de forma oval a fim de compensar as forças rotacionais e laterais; instruir o endodontista para alargar os canais, com exceção do terço apical e, depois da terapia endodôntica, colocar pinos prescritos nos canais e câmara pulpar no lugar da guta-percha; por fim, usar sempre um

reforço (pino e núcleo fundido) em dentes tratados endodonticamente. O que não se deve fazer em um dente tratado endodonticamente é: a) colocar um pino e núcleo em um dente com uma raiz curta ou frágil podendo levar a fratura, por exemplo, em um pequeno incisivo lateral superior; b) colocar um pino e núcleo em dentes com raízes estreitas e achatadas que podem ser perfuradas lateralmente, por exemplo, incisivo inferior; c) colocar um pino e núcleo em um dente com raiz altamente irregular, por exemplo, dentes pré-molares superiores com concavidade mesial profunda; d) subjugar a resistência do remanescente dentinário de um dente anterior após tratamento endodôntico e após o preparo do dente para coroa de porcelana e e) tentar re-alinhar um dente mal posicionado com pinos e núcleos.

Sapone, Lorencki<sup>97</sup> (1981), discutiram as diretrizes que ajudariam o profissional em relação ao reforço interno das raízes de dentes endodonticamente tratados. Com ênfase no uso do canal radicular como meio de reter restaurações em dentes que antes seriam extraídos, planejando restaurações unitárias, próteses fixa ou removível, apresentaram algumas soluções visando melhor fortalecer estes dentes, devolvendo sua função. As diretrizes para fortalecer internamente as raízes superiores e inferiores de dentes anteriores seriam: 1 – Um dente anterior endodonticamente tratado deveria ter o canal obturado com gutapercha para o selamento do forame. O conduto deveria ser preparado para receber um núcleo pré-adaptado e cimentado, o que reforçaria a estrutura dentária na área cervical susceptível à fratura; 2 – Um dente anterior, endodonticamente tratado e usado como pilar, deveria ser reforçado com núcleo para suportar a aplicação de forças funcionais adicionais; 3 – Um dente anterior com restauração classe III e abertura coronária lingual enfraquecem o dente. Esta restauração deveria ser removida e amálgama ou resina composta deveria ser levada ao redor do núcleo; 4 – Uma coroa dentária natural que receberá uma coroa protética,

com alteração severa de cor, deveria ser reforçada com núcleo; 5 – Dentes anteriores de paciente jovem com canal muito amplo e paredes radiculares finas deveriam receber reforço; 6 – Dentes anteriores com porção larga da superfície incisal fraturada, na qual a polpa seria exposta pela colocação de um *pin*, são candidatos para o tratamento de canal e reforço com núcleo. E todos os dentes posteriores superiores e inferiores com canal tratado deveriam ser reforçados onde, nos molares superiores, o canal palatino é freqüentemente preparado para receber o núcleo, e, nos inferiores, o canal distal.

Em um artigo sobre as considerações biomecânicas da restauração de dentes despolpados, [Assif, Gorfil<sup>9</sup> \(1994\)](#) explicaram que tais dentes tornam-se enfraquecidos em função da perda de estrutura dental coronária e radicular, e que os pinos intra-radiculares metálicos não reforçam os mesmos. Quando o dente é carregado mecanicamente na porção lingual, ocorre a seguinte situação: a) cria-se um fulcro localizado no nível da crista óssea; b) o terço médio lingual fica sob tensão de tração; c) o terço médio vestibular fica sob tensão de compressão; d) a região central correspondente ao canal radicular fica em uma zona de menor estresse (zona neutra). Assim, o pino teria pouca função de impedir a fratura radicular, o que muito provavelmente começaria na região externa lingual (tensões de tração). Foi observado que quando os dentes despolpados são restaurados com retentores metálicos fundidos, há concentração de tensões no terço coronário, especialmente na interface entre estruturas com diferentes módulos de elasticidade. Os autores ressaltaram que os clínicos deveriam se preocupar mais em preservar estrutura dental ao invés de colocar inadvertidamente pinos intra-radiculares, especialmente em relação à preservação do diâmetro do canal (espessura de dentina). De acordo com os autores, a ancoragem radicular deveria ser realizada quando há necessidade de retenção do núcleo coronário.

Morgano<sup>81</sup> (1996) revisou a literatura e discutiu alguns princípios biomecânicos aplicados à restauração de dentes despulpados. Obteve informações que, quando um pino é necessário para reter uma restauração coronária, o meio mais efetivo seria através do NMF. Destacou que o prognóstico restaurador de dentes tratados endodonticamente é melhor quando a largura do pino não excede metade da largura da raiz e que a coroa artificial deveria assentar-se em uma fêrula\* de 1.5 a 2.0 mm. Observou que procedimentos complexos permitem ao profissional restaurar os dentes despulpados severamente danificados, mas que, nestes casos, a literatura considera mais prudente extraí-los e substituí-los por uma prótese implanto-suportada. Assim, concluiu que a preservação da estrutura dental sadia constitui o fator mais importante para o sucesso do procedimento restaurador e que, quando este for indicado, a dimensão dos pinos intra-radiculares deve ser mínima.

Heydecke, Peters<sup>53</sup> (2002) realizaram uma revisão de literatura para comparar o desempenho clínico e in vitro de NMF e pinos intra-radiculares pré-fabricados inseridos em dentes uni-radiculares. Realizaram uma busca sistemática de trabalhos nas bases eletrônicas sob rigoroso critério de inclusão, onde somente 10 estudos in vitro e 6 in vivo permaneceram para a revisão propriamente dita. Uma meta-análise dos dados de quatro estudos laboratoriais sugeriu que não há nenhuma diferença no comportamento de fratura associado com as duas modalidades de tratamento. A taxa de sobrevivência para NMF em dois estudos variou de 87.2% a 88.1% e um terceiro estudo alcançou 86.4% para pinos pré-fabricados depois de 72 meses. O trabalho mostrou que a

---

\* Parede axial remanescente da estrutura dentária sadia após preparo da coroa ou da raiz<sup>58</sup>.

qualidade do tratamento indireto com NMF é comparável ao direto com pinos pré-fabricados, porém estes pinos apresentam vantagens, como menor tempo clínico de execução, serem menos onerosos para o paciente e não dependerem de laboratório. Ensaio clínico randomizados sobre este tópico não estiveram disponíveis, porém deveriam ser conduzidos para se verificar os achados publicados. Pode-se concluir que tanto *in vitro* como *in vivo* não há diferença na resistência à fratura entre NMF e pinos pré-fabricados, bem como nas taxas de sobrevivência que foram muito semelhantes entre si. Estudos laboratoriais futuros, concluíram os autores, devem focalizar qual modalidade de tratamento é mais apropriado para dentes com diferentes graus de perda de tecido duro.

Bateman et al.<sup>12</sup> (2003) divulgaram um trabalho de revisão de literatura sobre pinos de fibra. Os artigos foram selecionados através de critérios rígidos usando o banco de dados disponibilizados pelo MEDLINE. A revisão mostrou que a maioria das investigações se concentra em trabalhos laboratoriais e poucas avaliações clínicas foram divulgadas, talvez por causa da maior dificuldade na condução e padronização desses estudos. Os trabalhos laboratoriais centralizam-se nas propriedades mecânicas dos pinos de fibra, realizando testes de dobramento de três pontos, avaliação da resistência flexural e retenção do pino no canal radicular bem como do pino ao núcleo de preenchimento. Estes estudos *in vitro* produziram resultados contraditórios, que podem não ser confiáveis para aplicação clínica. Adesão do pino à dentina radicular também tem sido investigada e o uso de um pincel *microbrush* cônico foi sugerido para melhorar a união na porção apical da raiz. Estudos de microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostraram que a termociclagem tem efeito prejudicial na integridade do pino. Trabalhos dando ênfase ao pino de fibra de carbono excederam os do pino de fibra de quartzo, necessitando buscar maiores

evidências científicas sobre esses pinos antes de serem indicados de forma rotineira na clínica. E por fim, ressaltaram que estudos clínicos controlados são necessários para prever o sucesso dessas restaurações providas de pino de fibra.

Em 2003, [Fernandes et al.](#)<sup>37</sup> percebendo a existência de uma grande variedade de sistemas de pinos intra-radulares e núcleos, realizaram uma revisão de literatura para identificar os vários fatores que influenciam na seleção das mesmas. Através do *MEDLINE* e busca manual, selecionaram os artigos científicos, também de revisão de literatura, em língua inglesa, publicados de entre 1961 e 2002. As palavras chaves utilizadas foram: pino, desenho, retenção, resistência à fratura, sobrevivência e estética. De acordo com esta investigação um sistema de pino ideal deveria ter as seguintes características: (a) propriedades físicas semelhantes à dentina; (b) máxima retenção com pequena remoção de dentina; (c) distribuição de tensões funcionais uniformemente ao longo da superfície radicular; (d) compatibilidade estética com a restauração definitiva e tecido circunvizinho; (e) indução de estresse mínimo durante a inserção e cimentação; (f) resistência ao deslocamento; (g) boa retenção ao núcleo; (h) fácil retratamento; (i) compatibilidade do material com o núcleo; (j) facilidade de uso, segurança e confiabilidade, e (k) custo razoável. Os fatores que influenciam a seleção de pino seriam: comprimento da raiz, anatomia do dente, largura da raiz, configuração do canal, quantidade de estrutura dentária coronal, resistência à torção, estresse, desenvolvimento da pressão hidrostática, desenho do pino, material do pino, compatibilidade do material, capacidade de adesão, retenção do núcleo, retratamento, estética e tipo de coroa. A seleção de um pino e núcleo deveria satisfazer os vários fatores biológicos, mecânicos e estéticos relacionados para restabelecer de forma satisfatória um dente tratado endodonticamente, devolvendo a sua forma e função. Os autores sugerem as seguintes recomendações

clínicas: (1) conservar ao máximo toda a estrutura dentária remanescente durante o preparo do espaço para receber o pino; (2) pinos fundidos convencionais e núcleos são recomendados para canais radiculares não-circulares e quando há perda da estrutura dentária coronária de maneira moderada a severa; (3) pinos pré-fabricados paralelos, passivos, serrilhados, com sistema de canaletas (para escoamento do excesso de agente cimentante), são recomendados para canais circulares pequenos; (4) pinos com característica anti-rotacional deveriam ser usados em canais circulares, (5) o selamento apical adequado deve ser mantido sem comprometer o comprimento do pino; (6) pode ser usado mais de um pino em dentes curtos multi-radiculares; (7) pinos paralelos passivos são indicados para proverem uma retenção adequada, mas quando o remanescente dentinário apical for mínimo, um pino de desenho paralelo com extremidade cônica pode ser preferido; (8) qualidades retentivas da cabeça do pino podem favorecer a retenção do núcleo; (9) o pino deveria promover compatibilidade, capacidade adesiva, rigidez adequada, e compatibilidade estética com a restauração permanente; (10) retratamento no caso de fracasso deveria ser facilitado, e (11) o sistema deveria ser de fácil uso e custo acessível. Concluem que esta revisão poderia servir como um guia para auxiliar o clínico na seleção de um sistema de pino-e-núcleo. Pesquisas futuras são recomendadas para avaliar o sucesso clínico dos novos sistemas de pinos em dentes com grau variado de perda de estrutura.

Em 2005, [Tait et al.](#)<sup>105</sup> descreveram o desenvolvimento de uma técnica alternativa utilizada prosperamente para o tratamento de dentes anteriores, tratados endodonticamente, severamente debilitados, e que requeiram restaurações retidas a pino, como consequência de freqüentes cáries que se estenderam para dentro da dentina radicular ou ao redor de pinos pré-existentes, ou pela necrose pulpar, em pacientes jovens, antes da completa formação radicular. Para reabilitação destes

dentos, existem os métodos tradicionais de restauração, com a utilização de núcleos metálicos fundidos que podem causar tensão de cunha na raiz e resultar em fracasso irreversível, como a fratura da raiz já debilitada. Pode ser considerado também o uso de pinos pré-fabricados, onde o excesso de espaço dentro do canal radicular seria compensado com o aumento do cimento para cimentação. Isto resulta em uma área da restauração potencialmente debilitada. Nestes casos, não é possível a inserção de pins em dentina para ajudar a reter o núcleo de preenchimento porque há dentina insuficiente na porção coronal da raiz. Assim, é necessário um selamento apical e, invariavelmente, a realização de um reforço radicular para possibilitar sua posterior restauração. Classicamente, o selamento apical de dentes com ápice aberto é realizado pela técnica da apicificação, que induz o fechamento apical pela formação de tecido mineralizado, onde hidróxido de cálcio na forma de uma suspensão não aquosa é indicado como o material de escolha para este tratamento. Embora ainda não esteja claro como o hidróxido de cálcio induz a formação da ponte mineralizada, foi sugerido que seja o resultado de um alto pH, a presença de íons cálcio e hidroxil, e suas propriedades antibacterianas. É conhecido que o hidróxido de cálcio previne a infiltração do tecido de granulação para dentro do canal radicular e inibe a atividade osteoclástica peri-radicular. Antes da colocação do hidróxido de cálcio é essencial que o canal radicular esteja completamente limpo de todos os restos necróticos e bactérias. Esta técnica amplamente aceita tem suas desvantagens, incluindo o fato de que a pasta de hidróxido de cálcio tem de ser trocada a cada três e/ou seis meses até que uma barreira calcificada possa ser detectada. O tempo estimado para a apicificação varia de 05 a 19 meses, necessitando várias consultas por um período muito longo, que podem ser inconvenientes para alguns pacientes mais jovens. Uma alternativa para a técnica da apicificação é a utilização de um material biocompatível na parte apical do canal radicular. A formação de uma barreira apical

imediate permite a obturação imediata do conduto radicular. Para tanto, vários materiais foram testados para esta finalidade e, mais recentemente, o uso do agregado mineral de trióxido (MTA, ProRoot, Dentsply Tulsa Dental) à base de partículas hidrófilas finas de silicato tri-cálcio, tri-cálcio de alumínio, óxido de tri-cálcio e óxido de silicato, que quando misturado à água estéril forma um gel coloidal, que reage dentro de três a quatro horas. Este material é biocompatível, previne a microinfiltração, bioativo capaz de promover formação de tecido duro, diferente de outros materiais retro-obturadores. O problema no restabelecimento de raízes debilitadas é o fato que a dentina radicular remanescente é fina e propensa à fratura, tornado-a muitas vezes impossível de se restaurar. Muitos destes dentes são incisivos superiores e de pacientes jovens, limitando as opções de tratamento. A técnica de reforço radicular deveria de algum modo reduzir o risco de fratura. Para isso existem técnicas onde as paredes internas do canal radicular debilitado são condicionadas, adesivos dentinários são aplicados e as paredes reforçadas com uma resina composta. Inicialmente foi utilizada uma resina composta quimicamente polimerizada e posteriormente fotopolimerizada, o que permitiu um maior tempo para a inserção correta no canal radicular, tendo a desvantagem de uma profundidade limitada de polimerização: em torno de 4–5mm para o interior do conduto radicular, por causa da transmissão parcial da luz pelo compósito. Para contornar essa situação foram idealizados pinos plásticos, transparentes, fototransmissores (Luminex, Dentatus, Weissman Technology) para permitir a transmissão de luz ao longo do comprimento total do pino, melhorando a polimerização da resina composta do interior da raiz. Após esse reforço radicular com resina composta o pino plástico era removido e, em seu lugar, um pino pré-fabricado era cimentado. Demonstrou-se que dentes debilitados restaurados desta forma são 50% mais resistentes à fratura que os sem reforço de resina composta. Um problema potencial em utilizar resina composta dentro do canal radicular é a possibilidade da

contração de polimerização do material, afastando-a das paredes dentinárias, deixando uma fenda na interface dentina/resina composta. Esse problema pode ser evitado com uma correta técnica adesiva, que, apesar de mais trabalhosa, utilize os sistemas adesivos dentinários de três passos durante a fase de condicionamento e preparo da dentina para receber o agente adesivo, antes de dar seqüência ao reforço radicular e cimentação de pinos intra-radulares. Desta forma, a força de adesão parece ser maior que com o uso de agente adesivo dentinário de fase-única. Estudos prévios que descreveram o uso da resina composta para reabilitação interna das paredes do canal radicular sugeriram a restauração subsequente com um pino metálico intra-radicular, que demonstrou resultados clínicos favoráveis. A introdução de sistemas de pinos de fibra de quartzo e cimentos resinosos adesivos permitiu incorporar as vantagens destes novos materiais à técnica de reforço radicular. Isto é particularmente vantajoso quando houver tecido dentário coronal insuficiente onde um pino intra-radicular é exigido para reter um núcleo de preenchimento e uma coroa total-cerâmica. A vantagem estética evidente está na transmissão de luz pelo material até certo ponto semelhante à estrutura dentária natural, ao contrário do que acontece com os pinos metálicos. Além disso, os pinos de fibra são também mais flexíveis, sendo menores as tensões transmitidas à raiz debilitada em função mastigatória, diminuindo o risco de fratura radicular. Ademais, contém sílica na sua composição semelhante às partículas de resina composta, unindo o pino ao cimento resinoso adesivo resultando em uma alta força de adesão. Ao longo de uma série de revisões de artigos os autores apresentaram o que eles consideraram a melhor evidência clínica para apoiar as técnicas descritas. É importante então que antes do tratamento endodôntico seja realizado um completo exame pré-operatório, tendo em mente não só as técnicas endodônticas, mas também a viabilidade de se restaurar prosperamente o dente. Restauração de tais dentes com pinos intra-radulares é notadamente

difícil e é associada a uma alta taxa de fracasso, requerendo que novas técnicas e materiais minimizem o risco deste fracasso. Os autores descrevem ao final como raízes debilitadas, resultantes de uma raiz imatura não vital, cáries secundárias ao redor de um pino pré-existente, ou inapropriados preparos do espaço do conduto radicular podem ser reforçados, mantendo assim uma unidade funcional dentro do arco dental.

Em 2005, [Ricketts et al.](#)<sup>94</sup> através de uma revisão de literatura descreveram os diferentes tipos de pinos intra-radulares existentes e as principais vantagens e desvantagens de cada um. A escolha do sistema de pino influenciará se um preparo adicional do canal radicular é requerido e ditará qual tipo de cimento e núcleo são mais apropriados. Dentre os vários tipos de pinos intra-radulares existentes no mercado com morfologias variadas (cônico, paralelo ou de dupla conicidade) e retentividade (ativo ou passivo), os autores opinam que se devem evitar pinos cônicos, pois podem criar estresse na dentina, conduzindo à fratura radicular. Se estes pinos forem usados, devem ser cimentados passivamente, mas isto conduz à retenção inadequada. Os cimentos resinosos não deveriam ser usados como uma rotina para cimentar pinos metálicos, pois este permite algum grau de retratamento, reservando-os para situações onde a retenção é comprometida, ao contrário, é verdade, para os pinos de fibra. A técnica de cimentação mais favorável para pinos de fibra seria pelo condicionamento ácido usando pincel *microbrush*, lavagem completa, e secagem usando uma seringa tríplice e ponta de papel absorvente, a aplicação do agente adesivo dentinário com pincel *microbrush* e a cimentação com um cimento dual ou quimicamente ativado, inserido com uma broca Lentulo. Devem-se evitar pinos cerâmicos, pois estes não são flexíveis como os pinos de fibra de quartzo. O material é frágil e, se ocorrer fratura, a remoção é extremamente difícil. A melhora da retenção dos pinos de fibra com o uso dos cimentos resinosos permitiu aos fabricantes confeccionar pinos que

se conformam à anatomia da raiz, pinos paralelos com conicidade apical, induzindo menos estresse na extremidade apical.

## 2.2 Estudos clínicos

Lui<sup>65</sup> em 1987 apresentou uma técnica de reforço radicular utilizando uma resina composta auto-polimerizável. A técnica consistia após o tratamento endodôntico, eliminar toda a estrutura dentinária sem suporte, preservando ao menos 1mm de remanescente dentinário necessário para uma margem supragengival. Após, um fio metálico era posicionado no interior do canal e sua adaptação verificada clínica e radiograficamente. Prosseguiu-se com o condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo. O fio metálico lubrificado com vaselina era posicionado para que a resina fosse injetada e condensada com instrumentos plásticos. Após a polimerização o fio era removido, gerando-se um “novo” conduto radicular com paredes mais espessas. Acreditou-se que, com este procedimento, a raiz seria reforçada e tornar-se-ia capaz de suportar um pino metálico e uma restauração final.

Lui<sup>66</sup> (1992), observando as várias aplicações clínicas para o cimento de ionômero de vidro reforçadas com partículas metálicas (Cermet), apresentou uma técnica para reforçar raízes debilitadas tratadas endodonticamente. Este material foi aceito como um substituto da dentina, fortalecendo a estrutura remanescente. Esta técnica está de acordo com as tendências de conservação do dente e o uso de um material restaurador adesivo na restauração de dentes severamente debilitados por uma filosofia conservadora. A técnica descrita foi a seguinte: após a limpeza do conduto radicular, remoção de todo o tecido cariado, o terço apical foi preparado com uma broca para ajustar um pino paralelo e liso e sua adaptação verificada clínica e radiograficamente. O

pino foi removido e a dentina do canal radicular preparado com um condicionador (Ketac-conditioner, ESPE) para promover adesão do Cermet. O pino foi lubrificado e cuidadosamente posicionado dentro do canal. Cápsulas de Cermets foram manipuladas e injetadas ao redor do pino e dentro do defeito radicular e condensadas com instrumentos plásticos para que o material se adaptasse nas paredes internas do canal. O material foi protegido com verniz e, após a reação o pino, foi removido criando-se o reforço radicular, com um novo conduto para a cimentação de um dispositivo intra-radicular. Assim, a raiz, agora reforçada, tornou-se capaz de prover suporte para um pino metálico e núcleo, permitindo a devolução da função com uma coroa estética. Concluiu que, embora não ideal, o Cermet é suficiente para fortalecer dentes debilitados e pode ser aceito como material substituto para dentina.

Ainda em 1994, [Lui<sup>67</sup>](#) descreveu a técnica de reforço radicular de dentes com canais radiculares debilitados com resina composta polimerizada com pinos fototransmissores (Luminex). Nestes condutos a falta de estrutura radicular remanescente dificultaria a utilização de pinos endodônticos de maneira convencional. O uso de núcleos metálicos fundidos nestas situações poderia concentrar força de cunha, sobrecarregando a crítica porção coronária do conduto. Com a introdução dos materiais adesivos, tornou-se possível à reconstrução e reabilitação da estrutura dentinária perdida com resina composta preservando dentes severamente destruídos normalmente indicados para extração. A utilização de pinos plásticos transparentes fototransmissores permitiu que a resina composta fosse fotopolimerizada em áreas de difícil acesso da luz, dentro do conduto radicular. Na técnica apresentada, após a medição do comprimento e diâmetro do conduto, escolhia-se um pino plástico translúcido de dimensões correspondentes ao canal em sua porção apical. Após o condicionamento ácido e lavagem do interior do conduto radicular, o adesivo dentinário era aplicado e fotopolimerizado

por 10s com auxílio do pino plástico. Utilizou-se uma resina composta fotopolimerizável híbrida aplicada com uma seringa e acomodada com instrumentos plásticos. O pino plástico era re-inserido até a profundidade marcada para garantir o comprimento desejado do futuro pino e ao mesmo tempo para facilitar a adaptação da resina contra as paredes radiculares. Eliminavam-se os excessos e a fonte de luz foi posicionada na extremidade do pino plástico para a fotopolimerização. O mesmo era removido por uma pinça hemostática e um novo conduto estabelecido com forma e dimensão mais adequada para o futuro pino. Conclui-se que a reconstrução e o reforço de raízes debilitadas poderiam ser facilmente conseguidos através de resinas compostas fotopolimerizáveis com auxílio de pinos plásticos fototransmissores. Esta técnica seria indicada nas seguintes situações: cáries radiculares que se estenderam internamente para o canal radicular; trauma nos incisivos imaturos; anomalias de desenvolvimento, como fusão e geminação; patologias pulpares idiopáticas, como reabsorção interna; danos iatrogênicos, como desgaste excessivo do acesso cavitário e excessiva conicidade do espaço intraradicular preparado.

Lui<sup>69</sup> (1999) relatou o tratamento de um paciente jovem que apresentava os dois incisivos superiores despulpados, com paredes radiculares finas. Um dos dentes foi restaurado com resina composta híbrida fotopolimerizável, auxiliado por um pino plástico fototransmissor (Luminex) e NMF. No outro dente foi executado tratamento convencional com NMF. A cimentação dos NMFs foi executada com cimento de ionômero de vidro e os dentes receberam coroas metalo-cerâmicas. O dente restaurado com NMF convencional sofreu deslocamento por duas vezes durante a preservação até se optar em ser fazer o mesmo procedimento do dente adjacente. Após isso, o tratamento foi acompanhado por mais três anos, sem registro de fracasso. O autor destaca que o reforço radicular com resina composta aumentou a

retenção do NMF, além de ter proporcionado um aumento na resistência mecânica da raiz. Isto representa uma vantagem sob os NMFs convencionais, que apesar de apresentarem uma boa adaptação, são cônicos e por isso tendem a diminuir a resistência da raiz à fratura quando comparada aos pinos paralelos.

Em 2000, [Kimmel](#)<sup>58</sup> realiza uma revisão de literatura acerca da restauração de dentes tratados endodonticamente e apresenta um método de restauração e reforço radicular utilizando uma combinação de tira de polietileno e um pino de fibra de vidro pré-fabricado. A princípio foi considerado apropriado colocar um pino metálico fundido e núcleo em todos os dentes despulpados sem levar em conta a presença da estrutura dentária remanescente de suporte. Recentes pesquisas e o advento de sistemas adesivos causaram nos clínicos a reavaliação do protocolo restaurador. Esta técnica foi indicada para reforçar a raiz e criar um núcleo para apoiar uma coroa ou prótese fixa em um dente tratado endodonticamente com um canal largo ou debilitado, ou em um dente que recebeu tratamento endodôntico agressivo ou desgaste excessivo do canal para receber um pino. Este procedimento também foi indicado para dentes tratados endodonticamente que tiveram fratura vertical exigindo remoção adicional de estrutura de suporte para eliminar o defeito. O procedimento foi descrito da seguinte maneira: (1) um espaço para o pino é criado removendo o material obturador endodôntico a uma profundidade apropriada. Este preparo deveria remover quantidade mínima de estrutura dentária, pois pino e núcleo serão conformados à anatomia dentária ao invés de alterar. A base do espaço para o pino é arredondada para acomodar a tira e pino sem criar espaços vazios; (2) uma radiografia periapical é realizada para medir a dimensão mesio-distal do preparo de forma que o pino de tamanho apropriado possa ser selecionado; (3) o canal é limpo com peróxido de hidrogênio seguido por solução de clorexidina 2%. O excesso é removido usando uma ponta absorvente; (4)

o conduto é tratado com um agente adesivo de 4º ou 5º geração dependendo da escolha do operador; (5) a tira de polietileno (Ribbond) é saturada com resina dual ou autopolimerizável e levada para adaptar intimamente às paredes do preparo. Usando um condensador de compósito ou amálgama, o Ribbond é compactado verticalmente para a porção apical e lateralmente para dentro de todas as irregularidades; (6) pino de fibra de vidro FibreKor é coberto com o resto da resina; (7) o pino é inserido à profundidade do preparo do Ribbond; (8) antes da completa polimerização, resina composta híbrida será comprimida, conformada no preparo do pino, adaptada a projeção do pino e da tira para formar o núcleo de preenchimento, e fotopolimerizada; (9) - o núcleo de preenchimento assim construído pode ser preparado para aceitar uma coroa ou agir como um pilar para prótese fixa. A técnica requer remoção mínima da estrutura dentária remanescente de suporte e cria um pino que provê apoio e retenção ao núcleo construído, fortalecendo internamente a raiz. Dentes com paredes finas, frágeis e sem suporte devido à destruição por cáries, fratura vertical, ou demais preparos agressivos podem ser agora utilizadas como apoio para uma coroa ou prótese fixa.

Em 2001, [Lui<sup>70</sup>](#) apresentou um caso clínico de colagem de fragmento de raízes fraturadas, em decorrência do tratamento endodôntico e reabilitação dessas raízes com paredes delgadas, utilizando resina composta fotopolimerizável. As causas citadas para o enfraquecimento radicular de dentes não-vitais foram cáries, traumas, anomalias de desenvolvimento, reabsorção interna, iatrogenia e outras, resultando em canais amplos com paredes radiculares finas. Nestes casos, a técnica de reforço radicular com resina composta fotopolimerizada com pino foto-transmissor (Luminex) tornaria o remanescente capaz de suportar uma restauração. Como alternativa adicional a essa aplicação clínica de reforço radicular descreveu a colagem de fragmento radicular nestes dentes fragilizados. O caso clínico

foi descrito da seguinte maneira: durante a remoção de um núcleo metálico fundido a raiz de um incisivo central superior sofreu fratura no terço cervical da face palatina, estendendo-se 4-5mm apicalmente, onde o fragmento ainda se apresentava preso aos tecidos periodontais. O conduto radicular foi preparado e limpo, a superfície interna do fragmento fraturado e a parede do canal radicular foram condicionadas com ácido fosfórico, lavadas e os excessos de umidade removidos. O fragmento foi cuidadosamente posicionado no lugar enquanto agente adesivo e um compósito híbrido foto-polimerizado (Prisma TPH, Caulk/Dentsply, E.U.A.) foi aplicado internamente contra a parede do canal radicular palatal e sobre a face radicular para cobrir a linha de fratura. Prosseguiu-se com a fotopolimerização e fixação do fragmento no lugar. Aplicou-se adesivo dentinário no restante das superfícies internas da raiz, sendo, então, fotopolimerizadas; o canal foi preenchido com resina composta híbrida e o pino plástico translúcido vaselinado foi posicionado dentro do conduto no comprimento previamente determinado para que o material resinoso fosse uniformemente polimerizado; o pino foi removido com movimentos de rotação. Com um novo conduto em resina composta apresentando menor calibre, foi confeccionado um núcleo metálico fundido, cimentado com cimento resinoso dual (Enforce, Caulk/Dentsply, E.U.A.) e uma coroa metalo-cerâmica. O caso foi acompanhado por 2 anos, clínica e radiograficamente, mostrando que a raiz permaneceu em boas condições em função. Com a colagem do fragmento radicular o autor sugere a possibilidade de uma aplicação adicional da técnica de reforço radicular com resina composta.

Em 2003, [Grandini et al.](#)<sup>47</sup> apresentaram um caso clínico na qual utilizaram um novo tipo de pino de fibra anatômico em combinação com um cimento resinoso de presa dual do próprio sistema para ser aderido em canal radicular largo e não-arredondado. O caso clínico foi descrito da seguinte maneira: paciente jovem, com conduto radicular do

incisivo central superior de forma não arredondada com quantidade de dentina radicular remanescente desfavorável para a adaptação de um pino pré-fabricado. Após o tratamento endodôntico, o canal foi preparado para receber o pino anatômico. O conduto foi lubrificado com glicerina, resina composta mais pino translúcido foram inseridos, fotopolimerizados por 20 segundos. O pino anatômico foi então removido, fotopolimerizado por mais 20 segundos e um procedimento de cimentação foi executado, semelhante a qualquer outro pino translúcido, com cimento resinoso dual. O procedimento clínico era simples e foi obtido um ajuste superior às paredes do canal radicular, reduzindo a quantidade de agente cimentante. O procedimento descrito pode ser proposto como uma técnica clínica de rotina quando o canal radicular preparado for muito largo ou não perfeitamente arredondado, obtendo um ajuste superior a muitos outros pinos de fibra pré-fabricados.

Em 2004, Duprez et al.<sup>34</sup> propuseram um protocolo de cirurgia para-endodôntica para dentes necrosados, infectados, imaturos, com paredes dentinárias do canal radicular fina e com lesão periapical severa e persistente, usando cimento de ionômero de vidro, autopolimerizável, condensável como material de preenchimento do ápice radicular. Após, o isolamento absoluto realizaram o acesso coronário, preparo biomecânico cuidadoso do canal e o seu preenchimento com uma mistura de pó de hidróxido de cálcio e água destilada estéril. Uma semana após, na segunda sessão, foi feita a cirurgia para-endodôntica, tendo como material retro-obturador o cimento de ionômero de vidro, autopolimerizável e condensável (Fuji IX, GC Corporation, Japão), injetado na cavidade apical de acordo com as instruções do fabricante, com uma seringa (NUGUN Centrix, Hawes Neos Dental, Suíça) e então, condensadas. Uma semana após, na última sessão, o canal foi obturado, sendo inserido um cone largo de guta-percha para funcionar como cone mestre. Se o canal fosse muito amplo ao longo dos  $\frac{2}{3}$  coronários, o cone

de guta-percha era retirado, e cimento de ionômero de vidro era injetado no conduto, reforçando também a parede do canal radicular ao longo do comprimento total da raiz. Então, o cone de guta era repostado no canal antes que o cimento de ionômero de vidro sofresse reação. Concluíram que a cirurgia para-endodôntica com retro-obturação em dentes imaturos é uma alternativa atraente à apicificação, diante de lesões periapicais grandes e antigas, e de uma apicificação mal-sucedida. O uso de cimento de ionômero de vidro como material retro-obturador e como meio para fortalecer as paredes do canal torna o tratamento endodôntico mais fácil e mais seguro para dentes necrosados e imaturos, reduzindo consideravelmente o risco de fraturas radiculares.

[Erkut et al.<sup>35</sup>](#) (2004) descreveram uma técnica alternativa para a restauração de um canal radicular alargado, associando pino de fibra de vidro, fibra de vidro silanizada e resina composta. O tratamento foi executado em um incisivo lateral superior direito tratado endodonticamente, com o conduto radicular amplo. A técnica consistiu no preparo do conduto radicular para receber um pino, lavagem com água, secagem com ar e pontas de papel absorventes, condicionamento com primer (Panavia ED Primer; Kuraray Medical Inc, Japão) e injeção do agente de cimentação (Panavia F; Kuraray Medical Inc, Japão), assentamento do pino de fibra de vidro seguido de adaptação de fibra de vidro no espaço entre o pino e a parede do canal radicular, antes da polimerização do agente de cimentação, aplicação de um adesivo dentinário (Adper Single Bond, 3M ESPE) sobre as fibras de vidro e pino exposto na porção coronária e fotopolimerização por 20s (500mW/mm<sup>2</sup>). Cobriram as fibras com resina composta fotopolimerizável (Filtek Z250; 3M ESPE) e polimerizaram com a mesma unidade de luz durante 20s, seguindo-se o preparo do núcleo de preenchimento para receber uma coroa total. Concluíram que, a introdução de fibras adicionais no espaço

circunvizinho ao pino é um processo relativamente demorado, porém, esta técnica pode fortalecer o complexo pino-núcleo de preenchimento.

### 2.3 Estudos in vitro

Em 1979, Guzy, Nicholls<sup>50</sup>, compararam a resistência à fratura de dentes intactos, tratados endodonticamente com e sem pinos cimentados. Utilizaram 59 incisivos centrais superiores e caninos superiores e inferiores tratados endodonticamente, divididos em 4 grupos: caninos com pinos (n=19) e sem pinos (n=19), e incisivos com pinos (n=11) e sem pinos (n=10). Nos grupos com pinos, a obturação foi removida, mantendo-se 5mm de selamento apical, e pinos pré-fabricados metálicos (Endo-Post) foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Os pinos foram cortados 1mm abaixo do acesso endodôntico, que foi restaurado com silicato. Os dentes foram fixados (2mm abaixo da junção cimento-esmalte) em blocos de resina acrílica, sendo aplicada silicona de condensação sobre a raiz para simular o ligamento periodontal. Forças compressivas foram aplicadas na face lingual dos dentes através de uma máquina de ensaios universal a um ângulo de 130°. Esta angulação de carga foi escolhida para simular o ângulo de contato encontrado em padrões oclusais de Classe I entre dentes anteriores superiores e inferiores. A velocidade de carga foi de 5cm/min. Não houve diferença estatisticamente significativa nem no padrão ou localização de fratura (58 dentes fraturaram no terço médio ou cervical da raiz) e nem na resistência à fratura entre os dentes com e sem pinos. Como as falhas iniciaram-se na face vestibular ou lingual das raízes, os pesquisadores deduziram que o pino, pela sua posição, recebe estresse mínimo, reforçando muito pouco a raiz sob cargas externas. Conseqüentemente, quanto maior o diâmetro vestibulo-lingual da raiz, maior sua resistência à fratura.

Lui<sup>67</sup> (1994) avaliou a eficiência de fotopolimerização de pinos plásticos translúcidos, considerados fototransmissores em comparação com a técnica convencional (direta) de polimerização. Avaliaram pinos com seis diferentes diâmetros de 1.05mm, 1.20mm, 1.35mm, 1.50mm, 1.65mm e 1.80mm. Os resultados mostraram no geral que os pinos com maior diâmetro promoveram maior profundidade de polimerização. Houve diferença significativa na profundidade de polimerização entre o grupo controle (sem pino) e todos os pinos fototransmissores. Com os pinos fototransmissores foi possível encontrar uma profundidade de polimerização que ultrapassa 11mm. Destacaram ainda como vantagem que o uso desse dispositivo forma um canal calibrado para receber um pino intra-radicular.

Em 1996, Saupe et al.<sup>98</sup> realizaram um trabalho in vitro em dentes humanos extraídos, com o objetivo de investigar a importância do reforço radicular em canais debilitados. Utilizaram 40 dentes incisivos centrais superiores, de dimensões e anatomia semelhantes, sem cáries, trincas ou fraturas e radiograficamente avaliados para verificar a similaridade da anatomia interna da raiz. Todos os dentes selecionados tiveram a coroa removida de 1 a 2mm da junção amelo-cementária. Os canais radiculares foram instrumentados até a lima nº 35 e obturados com cimento sem eugenol (AH-26). A simulação do dano estrutural foi feita através de desgastes com 8mm de profundidade e paredes dentinárias remanescentes com espessura variável de 0.5 a 0.75mm. Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10): Grupo A - pino morfológico e núcleo fundido de ouro tipo III; Grupo B - reforço radicular com resina e núcleo metálico fundido, semelhante ao grupo A; Grupo C – pino morfológico e núcleo metálico fundido de ouro, com variação do preparo onde no término deste foi criado um preparo para colar metálico de 2mm com 3º de angulação como forma de resistência à fratura; Grupo D – reforço radicular com resina e núcleo metálico fundido semelhante ao grupo B,

com a mesma variação do término do preparo semelhante ao grupo C. O reforço radicular com resina composta foi executado com sistema Luminex, fotopolimerizado por 60s e todos os núcleos foram cimentados com cimento resinoso dual (Enforce), com uma carga oclusal estática de 3kg por 10 minutos. Os corpos de prova preparados foram submetidos à ciclagem térmica (1.500 ciclos – 5s em 9°C, 20s em 37°C, 5s em 55°C) seguido da aplicação de forças compressivas na face lingual dos dentes a uma carga constante, numa angulação de 60° e velocidade de 2mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que não existiu diferença significativa entre os núcleos com colar metálico e os sem colar metálico dentro do mesmo sistema. Os grupos que receberam reforço radicular com resina (grupos B e D) demonstraram valores médios de carga para fracasso entre 41.1% e 52.4% maiores que os obtidos com os pinos fundidos morfológicos e núcleo (grupos A e C). A maioria dos fracassos (mais de 80%) ocorreu por fratura radicular, demonstrando alto risco de fratura radicular em raízes estruturalmente debilitadas. Os demais fracassos foram adesivos ou na interface resina-dentina ou pino-resina, atribuída à aplicação de carga ou à termociclagem durante o experimento. A retenção dos núcleos cimentados com cimentos não adesivos tem a desvantagem de depender exclusivamente do embricamento mecânico, além de haver uma concentração de estresse na interface dentina-cimento-núcleo. Já os cimentos resinosos apresentam adesão à dentina e ao pino, além do módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina. Sob as condições deste estudo concluíram que: o reforço radicular com resina composta associado ao uso do sistema Luminex pode aumentar em 50% a resistência à fratura em comparação ao uso de núcleos metálicos fundidos convencionais; o uso do sistema Luminex e reforço radicular com resina composta e cimentação do pino com cimento resinoso eliminam a necessidade de um preparo com término para prover um colar metálico (colar cervical), reduzindo a perda de estrutura dentária sadia; a eliminação do reforço de resina e cimentos resinosos pode igualar os

efeitos de aumento de resistência do colar cervical, demonstrada em estudos de cimentação convencional de núcleos fundidos; a estética pode ser melhorada em raízes estruturalmente debilitadas pelo uso sistema Luminex, em comparação ao uso de um término para prover um colar metálico.

[Cohen et al.<sup>27</sup>](#) (1997) compararam a resistência à fratura de três materiais para confecção de núcleo de preenchimento suportado ou não por um pino metálico pré-fabricado (Flex-Flange). Os materiais testados foram: uma resina composta reforçada com titânio (Ti Core Natural, com pino – 1030.4N; sem pino – 950.9N), um amálgama de prata (Tytin, com pino – 771.4N; sem pino – 628.6N), e o cimento de ionômero de vidro híbrido (Advance, com pino – 706.7N; sem pino – 597.8N). Os resultados mostraram que os grupos restaurados com resina composta foram semelhantes entre si e superiores aos dos outros materiais, que não diferiram entre si. Apesar de não se ter utilizado coroas sobre os espécimes, os resultados deste estudo, onde a carga foi aplicada diretamente sobre o núcleo, pode ser relevante pelo fato da resistência ser testada numa condição mais severa.

[Mendoza et al.<sup>77</sup>](#) (1997), realizaram um trabalho em dentes caninos inferiores, com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados com canais amplamente alargados, restaurados com pinos intra-radulares metálicos pré-fabricados paralelos aderidos à parede do canal radicular com cimento resinoso. Utilizaram uma amostra de 40 dentes, livres de cárie ou fraturas. As coroas anatômicas foram removidas com um corte perpendicular ao longo eixo do dente, o tecido pulpar foi removido e, para simular um dente debilitado, o canal pulpar foi alargado circunferencialmente perto da região cervical, deixando aproximadamente 1mm de dentina entre o canal radicular preparado e a superfície radicular externa. O conduto foi preparado a uma

profundidade de 8mm para acomodar livremente um pino metálico nº4 paralelo (Dentatus, EUA) com uma ponta diamantada nº 856-012 (Brasseler USA, EUA). Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10): G1 – Pino metálico cimentado com cimento de fosfato de zinco (Mizzy, Cherry Hill, N.J.); G2 – Pino metálico cimentado com Panavia (J. Morita, Tustin, EUA), cimento resinoso auto-polimerizável; G3 – Pino metálico cimentado com cimento resinoso C&B Meta-bond (Parkell, Farmingdale, EUA); G4 – Pino metálico cimentado com um agente cimentante de dupla-cura, após reforço radicular com resina composta (Z-100, 3M, EUA). Os corpos de prova preparados foram submetidos à termociclagem e posteriormente à forças compressivas aplicadas a um ângulo de 60° numa velocidade de 0.5mm/min até à fratura. A maioria dos corpos de prova sofreu fratura radicular vertical. As raízes do grupo do Panavia (92.00kg) ofereceram a maior resistência entre os grupos, significativamente diferente apenas do grupo cimentado com fosfato de zinco (59.22kg). Os grupos C&B Meta-Bond (79.33kg) e Z-100 (72.20kg) também ofereceram maior resistência à fratura que o grupo do cimento de fosfato de zinco. Porém, estes valores não foram significativamente diferentes quando comparados entre si e quando comparados com os do grupo Panavia e cimento de fosfato de zinco. Observaram a ocorrência de um alto desvio padrão e como forma de minimizar este problema, os pesquisadores sugeriram uma mais criteriosa seleção de dentes.

A proposta do estudo de [Martinez-Insua et al.<sup>75</sup>](#) (1998) foi avaliar a resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com dois tipos de ancoragem radicular: G1 – pino pré-fabricado de fibras de carbono; G2 – retentor metálico fundido (liga de ouro tipo III). Quarenta e quatro dentes pré-molares uniradiculares foram empregados neste estudo (n=22). Todos os dentes receberam uma coroa total metálica (Ni-Cr) e o teste foi realizado com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente, a uma velocidade de 1mm/min. A resistência à fratura dos

dentos do G2 foi estatisticamente maior que a do G1. Entretanto, em 91% dos dentes do G2 ocorreram fraturas radiculares, enquanto que nos dentes do G1, ou somente a porção coronária fraturou ou o conjunto pino-cimento-reconstrução-coroa foi deslocado sem fratura radicular. Para G1, apenas 5% de fratura radicular foi observada. Os resultados dos modos de fratura dos dois grupos foram justificados em função dos módulos de elasticidade dos dois tipos de retentores: o retentor de G2 apresenta maior módulo de elasticidade que o da dentina, favorecendo a fratura radicular; o retentor de G1 apresenta módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina, diminuindo o risco de fratura radicular.

Duncan et al.<sup>33</sup> (1998) avaliaram, através de resistência à tração, a efetividade de seis agentes de cimentação na retenção de pinos de titânio pré-fabricados. Para tanto utilizaram 120 dentes uniradiculares (n=20) a fim de testar 2 cimentos de ionômero de vidro híbrido (Resinomer dual, Bisco e Advance, L.D. Caulk & CO) e 2 cimentos resinosos (Cement It, Jeneric/ Pentron e Permalute, Ultradent Products Inc.) com seus respectivos sistemas adesivos. Além disso, foram incluídos mais um grupo com cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Cem, ESPE) e o de cimento de fosfato de zinco como controle. Os testes foram realizados após os espécimes serem armazenados em água por 24 a 48h. O cimento Advance apresentou os maiores valores de retenção e os cimentos resinosos mostraram maior retenção que o cimento Ketac Cem, Resinomer e fosfato de zinco, sendo estes semelhantes entre si. Apesar dos maiores valores encontrados no cimento Advance, atentaram que um possível problema relacionado à expansão higroscópica desses materiais é a indução de uma fratura radicular.

Fraga et al.<sup>39</sup> (1998) avaliaram a resistência ao cisalhamento de raízes tratadas endodonticamente restaurada com NMF de Ni-Cr comparada com pino pré-fabricado de aço (FKG) associado ao núcleo de

preenchimento de resina composta híbrida. Análise estatística mostrou uma resistência à fratura radicular significativamente maior no grupo do NMF (48.36kgf) em comparação ao outro grupo (30.92kgf). A análise do fracasso revelou 100% de fratura radicular na cervical da raiz no grupo do NMF, enquanto que no outro ocorreu fratura do núcleo de preenchimento de resina composta.

[Asmussen et al.<sup>7</sup> \(1999\)](#), realizaram um estudo com o objetivo de determinar a rigidez, o limite de elasticidade e a resistência de pinos intra-radulares pré-fabricados não metálicos. Os pinos avaliados foram: Biopost e Cerapost (zircônia), PCR (titânio) e Composipost (fibra de carbono). Os pinos foram cimentados com cimento resinoso Panavia 21 em canais artificiais (feitos de metal), com diâmetro correspondente ao dos pinos. Após 24h, as amostras foram submetidas à carga de compressão, num ângulo de 45° na superfície do pino, ao longo eixo do pino, numa velocidade de 5mm/min, determinando a deflexão dos mesmos. A rigidez, o limite de elasticidade e a resistência dos pinos foram determinados a partir do registro da curva de deflexão. A análise estatística dos resultados mostrou que não houve diferença nas propriedades dos pinos Biopost e Cerapost, enquanto que os pinos PCR foram menos rígidos e apresentaram um menor limite elástico que os dois anteriores. Os menores resultados foram apresentados pelos pinos Composipost.

Em 1999, [Sirimai et al.<sup>102</sup>](#) verificaram a resistência à fratura de dentes despoldados com seis tipos de pinos e núcleos, cimentados com diferentes cimentos. Após os ensaios de compressão compararam os modos de fratura entre os grupos. Verificaram que o NMF (liga de Ag-Pd), com 1.6mm de diâmetro, foi o sistema que alcançou os maiores valores de resistência ( $288.61 \pm 51.74\text{N}$ ), porém com 100% das falhas envolvendo fraturas radiculares. Os pinos metálicos pré-fabricados de

titânio com núcleos em resina composta dual apresentaram o percentual de 70% das falhas correspondendo a fraturas radiculares e resistência ao fracasso de  $254.70 \pm 55.66\text{N}$ , enquanto que os pinos de fibra trançada de polietileno apresentaram valores de resistência mais baixos ( $127.01 \pm 26.85\text{N}$ ), porém com um número significativamente menor de fraturas radiculares verticais.

Em 2000, [Johnson et al.](#)<sup>56</sup> realizaram um trabalho em dentes humanos, inferiores, uniradiculares e extraídos, com o objetivo de avaliar o reforço radicular de dentes endodonticamente tratados, bem como testar se o pré-tratamento do canal instrumentado para alterar ou remover a *smear layer* poderia aumentar a resistência radicular. Para tanto utilizaram uma amostra de 90 dentes, com diâmetro vestibulo-lingual na junção cimento-esmalte de  $5.5 \pm 0.5\text{mm}$ . Todas as coroas foram removidas para padronizar um comprimento radicular de  $13 \pm 1\text{mm}$ , as raízes foram instrumentadas até a lima nº45, o batente apical foi estabelecido com lima nº10 e a entrada do conduto radicular foi padronizada usando broca gates-glidden nº4 para estabelecer um diâmetro de 1.1mm. Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n=15): GA – os canais radiculares foram instrumentados e não obturados; GB – os canais radiculares foram instrumentados, obturados pela técnica da condensação lateral, utilizando-se cimento endodôntico à base de óxido de zinco eugenol e cone principal nº45 de guta-percha; GC - os canais radiculares foram instrumentados, obturados com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Endo, Espe) e cone de guta percha nº 40; GD – os canais radiculares foram instrumentados e obturados de forma semelhante ao grupo C, diferindo apenas que, após a instrumentação, o conduto foi pré-condicionado com ácido poliacrílico em gel a 25% por 10s, lavados com hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% por 30s e depois secos com ponta de papel absorvente; GE - os canais radiculares foram instrumentados e obturados de forma semelhante ao grupo C, diferindo que, após a

instrumentação, o conduto foi irrigado com EDTA a 17% por 15s, lavados com hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% por 30s e depois secos com ponta de papel absorvente; GF - os canais radiculares foram instrumentados de forma semelhante ao grupo C, seguido então por um condicionamento do conduto radicular com ácido fosfórico em gel a 37%, por 15s, lavados com solução de hipoclorito de sódio a 5,25% por 30s e depois secos com ponta de papel absorvente. Sistema adesivo Scotchbond Multipurpose Plus (3M Dental Products Division, EUA) foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante na sua forma auto-polimerizável e o conduto preenchido com cimento resinoso dual (Enforce - Dentsply Caulk, EUA) com auxílio de uma broca lentulo. Os corpos de prova preparados foram submetidos à forças compressivas verticais numa velocidade de 0.5mm/min até a fratura. Todos os corpos de prova foram embebidos em blocos de acrílico de tal forma que tiveram 4.0mm da porção coronária exposta para serem submetidos ao teste. Os resultados mostraram que nenhuma diferença estatisticamente significativa existiu entre os grupos ao nível de 95% de confiança na resistência à fratura, embora testadas várias condições experimentais. Todas as fraturas ocorreram na superfície externa da raiz, próximo aonde a raiz era embebida no acrílico. Concluíram que, sob as condições deste estudo, não foi observado um reforço em raízes intactas (não debilitadas), tratados endodonticamente pela inserção de materiais adesivos na raiz.

[Cormier et al.<sup>28</sup>](#) (2001) testaram dois sistemas de pinos de fibra de carbono (AesthetiPost e C-Post da Bisco), um de fibra de vidro (Fibrekor Post – Jeneric Pentron), um de zircônia (CosmoPost – Ivoclar Vivadent), um de titânio (ParaPost XH – Coltene) e um fundido de liga de Au-Pd (Cast Metal ParaPost XH), em quatro estágios diferentes. Estágio 1: avaliação da resistência através do teste de dobramento de 3 pontos; Estágio 2: avaliação dos pinos cimentados nos condutos radiculares; Estágio 3: avaliação do pino e núcleo de preenchimento e, Estágio 4:

avaliação do pino, núcleo de preenchimento e coroa total fundida de liga de Au-Pd. O experimento foi conduzido para (1) determinar quantitativamente a força de resistência à fratura em cada estágio quando uma carga estática é aplicada até causar fracasso; (2) determinar o modo de fracasso para cada sistema de pino em cada estágio; e (3) determinar a viabilidade de remover sistemas de pino fraturados. Para os estágios 2 a 4, a porção coronal de 60 pré-molares inferiores foi seccionada à junção cimento-esmalte, os canais tratados endodonticamente e os espécimes montados em blocos acrílicos. Uma carga de teste foi aplicada aos pinos a uma angulação de 90° em relação ao longo eixo do dente, a 4mm da junção de cimento-esmalte. Os resultados mostraram que os limiares de fracasso para cada sistema de pino foram significativamente diferentes em cada estágio do ensaio, mas a ordem dos resultados do teste por tipo de pino permaneceu geralmente consistente de um estágio para o outro. ParaPosts (Coltene) e núcleo de preenchimento resultaram em limiares de fracasso significativamente maiores por todas as 4 fases do teste. Este sistema de pino também exibiu constantemente um alto número de fraturas dentárias. Pinos FibreKor (Jeneric Pentron) e núcleos resultaram significativamente em menores valores de limiar de fracasso nas fases 2 a 4. Este sistema de pino não exibiu nenhuma fratura dentária nas fases 2 e 3, e um número semelhante de fratura dentária não-favorável na fase 4 quando comparado com os outros sistemas. C-Post (Bisco), CosmoPost (Ivoclar), e AesthetiPost (Bisco) se agruparam em ordem decrescente pelas fases 2 a 4. Estes sistemas exibiram força intermediária de resistência à fratura, como também um número moderado de fraturas dentárias não-favoráveis. O CosmoPost exibiu um número significativo de fraturas frágeis de pinos com fragmentos deixados no canal radicular em todas as fases. A resistência à fratura do pino metálico fundido variou de estágio para estágio. Nenhum dente fraturou na fase 2. Na fase 3, nove de dez dentes fraturaram de forma não-favorável, e todos os dentes fraturaram não favoravelmente na fase 4. Os autores concluíram que os

pinos de fibra avaliados proveram uma vantagem sobre o pino metálico que mostrou um número mais alto de fraturas radiculares irreparáveis. No estágio 4, que corresponde clinicamente à inserção da restauração final, não houve nenhuma diferença na resistência ao fracasso para todos os sistemas, exceto para o FibreKor, que continuou sendo o mais fraco de todos. Os pinos de fibra foram prontamente recuperáveis após o fracasso, considerando que o restante dos sistemas de pino testados não foram recuperáveis.

[Caughman et al.<sup>24</sup>](#) (2001) avaliaram o grau de conversão, através de espectroscopia infravermelha, de seis cimentos resinosos duais e observaram que apenas os cimentos Choice (Bisco) e Variolink (Ivoclar-Vivadent) não apresentaram valores de conversão adequados quando não foram fotoativados. Ou seja, para os outros quatro cimentos avaliados, Calibra (Dentsply), Insure (Cosmedent), Lute-it! (Jeneric/Pentron) e Nexus (Kerr), o grau de conversão obtido na ausência de luz foi similar àquele alcançado quando eles foram fotoativados. Isto demonstra que o comportamento de polimerização dos cimentos resinosos duais difere entre marcas comerciais, provavelmente em função de variabilidade nas composições, viscosidade e concentrações de iniciador/acelerador, sendo que alguns cimentos duais são dependentes da fotoativação para alcançar um maior grau de conversão.

[Pene et al.<sup>87</sup>](#), 2001, com o objetivo de avaliar o uso de uma tira resinosa reforçada com fibras para fortalecer incisivos centrais superiores imaturos, realizaram um trabalho em 26 dentes humanos extraídos, sem fraturas. Os dentes foram preparados de tal forma a terem 3mm de diâmetro no acesso coronário, mantendo o mesmo diâmetro 3mm além da junção cimento-esmalte para simular um dente imaturo. Os espécimes foram divididos em 3 grupos: G1 (n=6) – os canais foram preparados, mas não receberam material restaurador; G2 (n=10) – os

canais foram preparados e restaurados usando um adesivo dentinário de presa dual (Tenure A & B, Den-Mat Corp.), fotopolimerizado por 30s e resina composta híbrida Prisma VLV (Dentsply Caulk, EUA) fotopolimerizada por 2 minutos; G3 (n=10) – tratamento similar ao G2, onde após a resina composta ser injetada no espaço do canal preparado, tira reforçada com fibra de 2mm de largura (Reinforcement Ribbon –RR-Connect, Kerr USA, EUA) foi inserida do conduto radicular preparado e fotopolimerizado por 2 minutos. Os corpos de prova preparados foram submetidos a forças compressivas numa angulação de 130° com o longo eixo do dente numa velocidade de 5mm/min até a fratura. Todos os dentes mostraram fraturas horizontais ou oblíquas que passaram pela área cervical da raiz. Os resultados indicaram uma diferença altamente significativa entre os grupos ( $p \leq 0.003$ ). Grupo 1 fraturou a uma carga média de 31.08kg, Grupo 2 a 51.00kg, e Grupo 3 a 37.93kg. Concluíram que o reforço radicular utilizando somente resina composta aumenta a resistência à fratura nestes modelos de dentes imaturos simulados mais que com a utilização da resina composta associada às tiras resinosas reforçadas com fibra (Reinforcement Ribbon).

Braga et al.<sup>17</sup> (2002) avaliaram a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a dureza Knoop de quatro agentes de fixação resinosos: Enforce (Dentsply Ind., Brasil), RelyX ARC (3M Dental Products, EUA), Variolink II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e C&B (Bisco Inc, EUA) ativados de diferentes formas. Para isso, utilizaram 10 amostras para cada grupo experimental confeccionadas em moldes de aço inoxidável. Os compósitos Enforce e Variolink II foram avaliados na sua forma fotoativada, quimicamente ativada e de dupla ativação. O RelyX na forma autopolimerizável e dual, enquanto que o C&B representou um cimento quimicamente ativado. Os testes executados depois de 24h armazenados em água a 37°C, mostraram que o RelyX ARC na forma dual apresentou maior resistência flexural que os outros grupos. Tanto o

cimento RelyX ARC como o Variolink II foram dependentes da fotopolimerização para alcançar os maiores valores de dureza, enquanto que o Enforce mostrou dureza semelhante para o modo dual e autopolimerizável. Nenhuma correlação foi encontrada entre resistência flexural e dureza, indicando que outros fatores além do grau de polimerização (por exemplo, conteúdo de carga e tipo de monômero) afetam a resistência flexural de materiais resinosos. E ainda, não houve diferença estatística no módulo de elasticidade entre os diferentes sistemas avaliados.

Goldberg et al.<sup>42</sup> (2002) simularam a fragilização de uma raiz para avaliar a possibilidade de reforço mecânico dessa estrutura. Para tanto, utilizaram 56 incisivos centrais superiores extraídos, fragilizados, divididos em 2 grupos: Grupo A – não restaurado, servindo como controle e Grupo B – reforço das paredes do canal radicular com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M ESPE) polimerizado com auxílio de um pino fototransmissor (Luminex). Os testes foram realizados diretamente no conduto radicular incidindo uma força de cunha, através de um dispositivo metálico cônico adaptado ao canal, onde o ensaio mecânico foi realizado até a fratura. Os resultados mostraram uma maior resistência à fratura no grupo B ( $456.02 \pm 172.47N$ ) comparado com o grupo A ( $263.46 \pm 98.00N$ ). Diante disso, insinuaram que o uso de cimento de ionômero de vidro modificado por resina é um tratamento viável para dente imaturo com perda total da coroa.

Vichi et al.<sup>111</sup> (2002), realizaram um trabalho em dentes humanos com canais tratados, visando avaliar a efetividade de 3 sistemas adesivos *one-bottle* (frasco único, simplificado) e dois *three-step* (três passos) como controles, na formação de *tags* de resina, da camada híbrida e da infiltração de adesivo na dentina do canal radicular, quando usados para cimentação de pinos de fibra sob condições clínicas em

combinação com cimentos resinosos do próprio fabricante, e a presença de vazios/bolhas dentro dos sistemas adesivos/cimento. Para tanto, utilizaram uma amostra de 50 dentes uni-radulares com canais tratados, já programados para serem extraídos por razões endodônticas ou periodontais, informando todos os pacientes e mediante um consentimento prévio por escrito. As amostras foram divididas em 5 grupos (n=10): G1 – os canais radulares foram instrumentados, obturados com guta-percha termoplástica injetável (Obtura, Texceed Corp., EUA) e cimento resinoso (AH-26, DeTrey, Suíça). O conduto foi preparado para receber um pino intra-radular a uma profundidade padrão de 9mm. As paredes dentinárias do canal radular foram tratadas com o adesivo dentinário All Bond 2 (Bisco) – auto-polimerizável, e os pinos intra-radulares foram cimentados com o cimento resinoso C & B (Bisco) – auto-polimerizável; G2 – os canais radulares foram instrumentados, obturados, e o conduto para receber o pino foi preparado semelhantemente ao G1. Sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus e cimento resinoso Opal Luting Cement (3M Co, EUA) foram utilizados para a cimentação do pino intra-radular; G3 – os canais radulares foram instrumentados, obturados e preparados semelhantemente aos grupos anteriores. Sistema adesivo Scotchbond 1 (3M) *one-bottle* e cimento resinoso dual RelyX ARC (3M) foram utilizados para cimentação do pino intra-radular. G4 – os canais radulares foram instrumentados, obturados e preparados similarmente aos grupos anteriores. Sistema adesivo One Step (*one-bottle*) e cimento resinoso C & B (Bisco) foram utilizados para cimentação do pino intra-radular. G5 – os canais radulares foram instrumentados, obturados e preparados como os grupos anteriores. Sistema adesivo All Bond Experimental *one-bottle* e cimento resinoso Post Cement HI-X (Bisco) foram utilizados para cimentação do pino intra-radular. Todos os sistemas adesivos e cimentos resinosos foram utilizados seguindo as orientações do fabricante. Pinos intra-radulares de quartzo, com diâmetro variável de

1.3 e 1.8mm dependendo do tamanho e forma da raiz, foram utilizados em todos os grupos (Aestheti-Plus, RTD, França). Uma semana após o procedimento, todos os dentes selecionados foram extraídos e as raízes foram processadas para observações no microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que em todos os sistemas adesivos houve formação de camada híbrida, de *tags* de resina e de infiltração de adesivo. O exame microscópico das interfaces dentina/cimento resinoso dos Grupos 1 e 2 mostrou uma maior porcentagem de camada híbrida que os achados nas amostras dos Grupos 3, 4 e 5. Morfologicamente a camada híbrida foi facilmente detectável e mais uniforme nos primeiros dois terços do canal radicular e, no terço apical, a camada híbrida não estava uniformemente presente. Morfologia dos *tags* de resina e sua formação foram significativamente mais detectáveis nas áreas cervicais e médias que na zona apical. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os cinco grupos no terço cervical da raiz, mas nos terços apical e médio dois sistemas *one-bottle* (Grupo 3 e 4) mostraram significativamente menos *tags* de resina que no controle (Grupo 1, 2 e o Experimental Grupo 5). Ainda nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os três sistemas *one-bottle* nas três áreas avaliadas. Concluíram que o sistema adesivo de três passos pode criar um embricamento micromecânico mais espesso entre materiais adesivos e dentina condicionada que sistemas simplificados, sendo mais efetivo também no terço apical. O mecanismo de adesão criado entre o canal radicular dentinário e o sistema *one-bottle* é o mesmo do sistema adesivo de três passos. Estudos clínicos a longo prazo e ensaios laboratoriais são necessários para avaliar se um sistema *one-bottle* pode ser usado rotineiramente na prática diária como agente adesivo para cimentação de pinos de fibra.

Em 2002, Pontius, Hutter<sup>92</sup> avaliaram in vitro a taxa de sobrevivência e resistência à fratura de incisivos centrais superiores

tratados endodonticamente, restaurados com 3 diferentes sistemas de pinos intra-radulares e núcleos cobertos com *copings* totais cerâmicos sem reforço corono-radicular, após simulação em uma boca artificial. Para tanto, utilizaram uma amostra de 40 dentes incisivos centrais superiores recentemente extraídos, cujos canais radiculares foram instrumentados, obturados e a coroa seccionada a 2mm da junção amelo-cementária. Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10): GA – os canais radiculares foram preparados para receber um pino pré-fabricado metálico de liga nobre (Permador, ISO 90, Brasseler) e núcleo metálico fundido sobre o pino também de uma liga nobre (Olympia, J.F. Jelenko & Co., Armonak, EUA) e cimentados com cimento de fosfato de zinco; GB – os canais radiculares preparados receberam pinos de zircônia pré-fabricado (Cerapost, ISO 90, Brasseler) e cimentados com um sistema adesivo dentinário (Scotchbond Multi-Purpose, Dental Adhesive, 3M, EUA) e cimento resinoso translúcido quimicamente ativado (Panavia 21 TC, Kuraray, Japão). Núcleos pré-fabricados de vidro-cerâmica (Ceracap F1, Brasseler) foram cimentados com um compósito fotopolimerizado em associação com um agente adesivo dentinário (Herculite, Kerr, EUA); GC (experimental) – os canais preparados receberam um pino resinoso reforçado por cerâmica aluminizada e núcleo cerâmico pré-fabricado, a cimentação foi executada de forma semelhante ao grupo B; GD - os acessos das cavidades foram fechadas com resina composta fotopolimerizável associado a um agente adesivo dentinário (Herculite, Kerr, EUA), sem nenhum reforço corono-radicular, e assim, os canais radiculares não foram preparados para receber um pino. Para amostras do grupo A, B e C *copings* totais-cerâmicos com uma espessura de 0.6mm foram então fabricados usando o Sistema Procera (Nobel Biocare, Estocolmo, Suécia) e cimentadas com Panavia 21. Os corpos preparados foram submetidos à ciclagem mecânica (1,2 milhões de ciclos) simulando uma avaliação clínica de 5 anos, seguida de forças compressivas numa angulação de 135° numa velocidade de 0,5mm/min até a fratura. As taxas

de sobrevivência foram: GA – 90%; GB – 80%; GC – 60%; GD – 100%. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre todos os grupos com exceção do GA e GB. Microfotografias das amostras revelaram diferentes modos de fratura entre os grupos. Espécimes do grupo A mostraram fraturas radiculares verticais, nos grupos C e D fraturas horizontais ao longo da junção cimento-esmalte. No grupo B, observaram fraturas do *coping* e núcleo, mas não do pino de zircônia ou raiz. Concluíram que preservação de ambas as estruturas radiculares interna e externa são essenciais na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Em 2002, [Akkayan, Gulmez<sup>3</sup>](#) compararam in vitro o efeito de um pino de titânio e três sistemas de pinos estéticos na resistência à fratura e padrões de fratura dos dentes tratados endodonticamente. Utilizaram um total de 40 caninos superiores humanos recentemente extraídos, com as suas coroas removidas. As amostras foram divididas em 4 grupos (n=10): Grupo 1 – pino de titânio; Grupo 2 – pino de fibra de quartzo; Grupo 3 – pino de fibra de vidro; Grupo 4 – pino de zircônia. Todos os pinos foram cimentados com adesivo dentinário Single Bond e cimento resinoso dual RelyX ARC. Os dentes foram restaurados com núcleos de resina composta, e coroas metálicas foram fabricadas e cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os corpos de prova preparados foram submetidos à forças compressivas numa angulação de 130°, à uma velocidade de 1mm/min até a fratura. Os resultados mostraram média da carga (kg) de fratura de 66.95, 91.20, 75.90, e 78.91 para os grupos 1 a 4, respectivamente. Dentes restaurados com pino de fibra de quartzo (grupo 2) exibiram resistência maior à fratura que os outros 3 grupos. Os restaurados com pino de fibra de vidro e pino de zircônia (grupos 3 e 4) foram estatisticamente semelhantes. Fraturas que permitiriam o reparo do dente foram observadas nos grupos 2 e 3, ao passo que os grupos 1 e 4 apresentaram fraturas irreparáveis.

Concluíram que dentro das limitações deste estudo, maiores resistências à fratura foram observadas nos dentes restaurados com pino de fibra de quartzo. Tipos de fraturas que permitiriam reparo do dente foram observados com pino de fibra de quartzo e de vidro.

Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de raízes dentárias experimentalmente debilitadas, reconstruídas internamente com diferentes materiais restauradores em combinação com pinos metálicos pré-fabricados (RADIX-ANKER n. 3) comparando-se às raízes íntegras restauradas. Utilizaram 75 dentes bovinos incisivos inferiores. As coroas foram seccionadas para padronizar um comprimento radicular de 14mm, padronizando-se também as dimensões méso-distal e buco-lingual. Os espécimes foram divididos em 5 grupos (n=15): G1 – Controle – os canais radiculares foram preparados para receber um pino pré-fabricado cimentado com cimento resinoso; G2 – os canais radiculares foram previamente debilitados, com uma ponta esférica diamantada nº1016 usada no canal a uma profundidade de 9mm. Então, com uma ponta esférica diamantada nº3017 HL foi executado o desgaste no terço médio, alcançando uma profundidade de 7mm. Finalmente, com uma ponta esférica diamantada nº3018 HL, o terço cervical do canal foi preparado a uma profundidade de 4mm, deixando um remanescente dentinário com uma espessura de 0.5mm. A raiz assim debilitada foi preenchida com cimento resinoso (All Bond C & B, Bisco) em combinação com o pino metálico pré-fabricado. A parte interna da raiz foi previamente preparada com o sistema adesivo All Bond 2 (Bisco), usado de acordo com a instrução do fabricante; G3 – as raízes foram debilitadas de forma semelhante ao G2 e reforçadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer, 3M-Espe), em combinação com o pino metálico pré-fabricado. O Vitremmer foi utilizado de acordo com as instruções do fabricante. O interior da raiz foi lavado com *spray* água/ar e

seco com cones de papel absorvente. O *primer* que acompanha o sistema do material foi aplicado por 30s. na superfície da dentina, secando-se suavemente por 15s e fotopolimerizado por 20s. Da mesma maneira como descrito no grupo 2, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi inserido na raiz em uma única porção, seguida pelo posicionamento imediato do pino pré-fabricado antes da polimerização do material; G4 - a raízes foram debilitadas de forma semelhante ao G2 e reforçada com resina composta modificada por poliácido (Dyract AP, Dentsply) em combinação com o pino metálico pré-fabricado. A parte interna da raiz foi previamente preparada com o sistema adesivo Prime & Bond 2.1 (Dentsply) de acordo com as instruções do fabricante. O material de reforço deste grupo foi levado em pequenos incrementos com auxílio da própria broca calibradora do sistema de pinos metálicos, lubrificados em gel de vaselina e fotopolimerizados por 40s. Após o reforço, o pino pré-fabricado foi cimentado com cimento resinoso; G5 - a raízes foram debilitadas de forma semelhante ao G2 e reforçadas com resina composta (Z100, 3M), com preparo prévio da parte interna da raiz com sistema adesivo Scotchbond Multipurpose Plus (3M) e o pino pré-fabricado foi cimentado com cimento resinoso. O material de reforço foi inserido de forma semelhante ao G4. Em todos os grupos o pino metálico foi cimentado com o cimento resinoso All Bond C & B (Bisco) com o adesivo All Bond 2 (Bisco). Os corpos de prova preparados foram submetidos à forças compressivas tangenciais numa angulação de 135° em relação ao longo eixo das raízes, a uma velocidade de 0.5mm/min até a fratura. As médias de resistência à fratura (em kgf) em ordem decrescente foram: G1 – controle - 52.38; G3 – 42.68; G4 – 39.33; G5 – 39.29; G2 – 31.75. Verificou-se diferença estatisticamente significativa em relação à condição radicular. As raízes enfraquecidas foram menos resistentes à fratura que as do grupo controle (não debilitadas). As restauradas com cimento resinoso demonstraram os mais baixos valores de resistência, porém estes dados só foram significativos quando

comparados aos valores das raízes restauradas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As raízes restauradas com cimento de ionômero de vidro modificado, as restauradas com resina composta modificada por poliácidos e aquelas restauradas com resina composta comportaram-se similarmente. Nenhum dos materiais avaliados foi capaz de alcançar os valores de resistência registrados para as raízes não enfraquecidas (controle).

Mitsui<sup>79</sup> (2003) avaliou a resistência à fratura por compressão tangencial de raízes de dentes bovinos, que receberam retentores intra-radulares, após serem submetidos à ciclagem mecânica. Os sistemas intra-radulares avaliados foram NMF, pino pré-fabricado metálico (Radix-Anker), pino de fibra de carbono (Aestheti-Post) e núcleo direto de resina composta (Filtek Z250). Os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual e os espécimes submetidos ao ensaio mecânico. Os resultados mostraram que o grupo do NMF apresentou maiores valores de resistência à fratura, sendo estatisticamente diferente dos grupos de pinos metálicos pré-fabricados e de carbono, que não diferiram entre si. O grupo dos núcleos diretos de resina composta não pôde ser avaliado quanto à resistência à fratura, pois fracassaram durante a realização do ensaio de ciclagem mecânica.

Em 2003, Newman et al.<sup>83</sup> realizaram um trabalho em dentes humanos recém extraídos com o objetivo de comparar a resistência à fratura de três sistemas de pinos intra-radulares resinosos reforçados com fibra, inseridos em dentes endodonticamente tratados. Para tanto, utilizaram uma amostra de 90 dentes incisivos centrais superiores recém extraídos, livres de cáries, fraturas e microtrincas, com diâmetro na junção cimento-esmalte de  $6.51 \pm 0.65$ mm mesio-distal, de  $6.83 \pm 0.49$ mm vestibulo-lingual e  $16 \pm 1.28$ mm de comprimento radicular. As coroas foram removidas, os canais radulares instrumentados e obturados e o

conduto preparado à uma profundidade de 10mm para receber o pino. Os espécimes foram divididos em 8 grupos experimentais (n=10) – pinos resinosos e um grupo controle - pino metálico de aço inoxidável. Destes, 80 dentes foram divididos em 2 grupos experimentais principais: canal estreito e canal alargado. Para os grupos com canais estreitos, o espaço para o pino foi realizado com as brocas correspondentes aos pinos de fibra de vidro (FibreKor; Pentron Clinical Technologies, EUA e Dentatus Luscent Anchor; Dentatus USA Ltd, EUA) e pinos de fibra trançados de polietileno (Ribbond; Ribbond Inc, EUA) com diâmetro de 1.5, 1.6 e 2mm, respectivamente. Para os grupos com canais alargados, canais com 2mm de diâmetro na embocadura do canal e 1.5mm no ápice e 10mm de profundidade foram criados com pontas diamantadas. Estes dentes enfraquecidos foram restaurados com os mesmos pinos. Além destes, mais 20 pinos de fibra de polietileno com porções coronárias de tamanhos e formas variados também foram preparados e avaliados. Todos os pinos FibreKor e Luscent Anchor foram cimentados com adesivo autopolimerizável (3M Scotchbond MP; 3M ESPE) e resina autopolimerizável (Cement-It; Pentron Clinical Technologies) e os pinos Ribbond com compósito *flowable* fotopolimerizável (Flow-it; Pentron Clinical Technologies) e adesivo autopolimerizável (3M Scotchbond MP; 3M ESPE). Os corpos de prova preparados foram submetidos à forças compressivas numa angulação de 45° e velocidade 0.5mm/min até a fratura. As análises estatísticas revelaram que não houve diferença significativa entre os canais estreitos e alargados nas médias de carga para a fratura entre os sistemas de pino exceto para os de fibra de polietileno, que eram difíceis de serem colocados em canais estreitos. Para o canal estreito, a menor média foi de 4.55 ( $\pm$  1.49) kg para o Ribbond com porção coronária padronizada e a maior de 12.9 ( $\pm$  1.64) Kgf para Luscent Anchor. Para o canal alargado, a menor média foi de 9.04 ( $\pm$  1.76) kgf para o Fibrekor e as maiores foram equivalentes para o Luscent Anchor 12.87 ( $\pm$ 2.69) kgf e para Ribbond padronizado 12.87

( $\pm 3,54$ ) kgf. Em geral, o grupo controle (Parapost) obteve os mais altos valores de carga com média de 18.33 ( $\pm 3.27$ ) kgf. Os pinos Ribbond não padronizados tiveram uma média de carga para fratura de 24.91 ( $\pm 11.53$ ) kgf para o grupo com canal estreito e 31.95 ( $\pm 11.88$ ) kgf para o canal alargado. Porém estes valores não foram incluídos na análise estatística devido ao tamanho não uniforme dos núcleos e do alto desvio padrão. Nenhuma fratura radicular foi observada nos grupos de pinos resinosos fibra-reforçados, ao contrário do grupo controle, onde 3 fraturas radiculares foram registradas no terço cervical. No fracasso dos pinos FibreKor e Luscente Anchors observou-se uma separação das fibras de vidro e matriz resinosa em contraste com a desunião da resina da superfície dentária exibida pelos pinos Ribbond e pelo dobramento dos pinos metálicos ParaPost. Fraturas por trincas internas dos pinos resinosos só foram observados no grupo Ribbond. Reconheceu-se como limitação desta pesquisa a realização dos testes de compressão diretamente sobre os pinos, o que descaracterizou a simulação clínica e dificultou maiores conclusões ou comparações entre os resultados.

Em 2003, [Le Bell et al.](#)<sup>63</sup> avaliaram in vitro a profundidade de fotopolimerização de um pino de resina reforçada com fibra polimerizada in situ. Além disso, estudaram o tempo de polimerização para um adequado grau de conversão. A hipótese do trabalho foi que um pino de resina reforçada com fibra pudesse ser polimerizado através da luz em um canal radicular simulado. O material usado foi o polímero pré-impregnado E-glass reforçado de fibra, o qual foi saturado com monômero resinoso polimetil-meta-acrilato fotopolimerizável (PMMA). A mesma resina sem reforço de fibra foi usada como um controle. Seis comprimentos diferentes (4, 8, 12, 16, 20 e 24mm) de cilindros protegidos da luz, com 3,6mm de diâmetro interno, foram preenchidos com os materiais e fotopolimerizados. O grau de conversão do monômero foi determinado através do espectrofotômetro e foram realizados também

testes de microdureza, medidos 0.4mm da superfície de exposição da luz até a extremidade final do cilindro (em 4, 8, 12, 14 e 16mm). Os resultados mostraram que em ambos os grupos houve uma redução no grau de conversão com o aumento do comprimento do cilindro. O grupo de pino de resina reforçada com fibra mostrou um grau mais alto de conversão em cilindros mais longos comparado ao grupo de resina sem reforço. Medida de microdureza confirmou a constante redução no grau de conversão pela dureza Vickers com o aumento do comprimento do cilindro no grupo com pino de resina reforçada com fibra. Concluíram que o grupo de pino com reforço de fibra mostrou um grau quase igual de conversão após fotopolimerização comparada ao grupo de pino sem reforço, em comprimentos menores de cilindro. Porém, nos cilindros mais longos, o grupo reforçado com fibra mostrou um grau ligeiramente maior de conversão, podendo ser devido à habilidade das fibras conduzirem luz.

A proposta de [Bouillaguet et al.<sup>16</sup>](#) (2003) foi avaliar a resistência adesiva, pelo teste de microtração, entre dentina intraradicular e sistemas adesivos, em função do fator-C. Para tanto, a parte coronária de quarenta e oito caninos e pré-molares humanos foram removidos e os espécimes foram divididos em dois grupos: Grupo A – canal preparado para receber pino e cimentação (cavidade fechada, fator-C máximo); Grupo B – canal inicialmente preparado para receber pino, onde a raiz foi seccionada ao meio, no sentido do longo eixo e a cimentação foi realizada nesta hemiseção (cavidade aberta, fator-C reduzido). Para os procedimentos de cimentação, o pino pré-fabricado (ParaPost) foi duplicado em pinos de resina composta, os quais foram cimentados com quatro tipos de cimentos adesivos (Single Bond/RelyX ARC; ED Primer/Panavia F; C & B Metabond; Fuji Plus). Uma hora após a cimentação, os espécimes foram seccionados transversalmente e amostras em forma de ampulheta foram obtidas para serem testadas sob tração. Após a análise estatística, ao comparar a cavidade fechada (alto

fator-C) com a aberta (baixo fator-C), foi constatado que todos os sistemas adesivos reduziram significativamente a resistência adesiva, pois com o maior fator-C na cavidade confinada, a tensão de polimerização foi maior, afetando a resistência adesiva. Os autores esclareceram que o fator-C para restaurações intra-radulares é alto, aproximando-se de 200, e assim o alto estresse de contração pode ultrapassar a resistência adesiva dos sistemas adesivos à dentina intra-radicular. Além disso, ponderaram que os resultados de resistência adesiva à dentina coronária não devem ser extrapolados para a dentina intra-radicular. Observaram ainda que as tensões provenientes da contração de polimerização de materiais resinosos e o problema inerente ao acesso à cavidade radicular complicam a obtenção de altas resistências adesivas quando pinos endodônticos são cimentados com cimentos resinosos.

Mitsui et al.<sup>78</sup> (2004), avaliaram a resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com cinco diferentes tipos de pinos intra-radulares. Setenta e cinco raízes de dimensões similares foram divididas em 5 grupos (n=15), de acordo com o sistema de pinos intra-radulares usados: núcleo metálico fundido (NMF); pino de titânio; pino de fibra de carbono; pino de fibra de vidro; e pino de óxido de zircônia reconstruídos com núcleo de resina composta. Todos os pinos intra-radulares foram cimentados com cimento resinoso (Rely X, 3M ESPE) e os núcleos de preenchimento foram feitos com resina composta fotopolimerizável com 3mm altura e 5mm de largura. Os espécimes foram submetidos à forças compressivas numa angulação de 135° em relação ao longo eixo das raízes, numa velocidade de 0.5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram maior valor médio para os pinos de titânio, similar ao pino de fibra de carbono, quando comparados aos pinos de fibra de vidro e zircônia que apresentaram os menores valores. Todos os pinos avaliados apresentaram resistência à fratura similar quando comparados ao NMF e

entre os pré-fabricados, os pinos de titânio e carbono foram os mais indicados.

Goracci et al.<sup>46</sup> (2004) compararam o método de cisalhamento por extrusão (*push-out*) e da microtração para medir com precisão a resistência adesiva de pinos de fibra de vidro inseridos em canais radiculares. Avaliaram os cimentos resinosos Excite DSC/Variolink II e Rely X Unicem como agentes de fixação desses pinos. Os resultados mostraram que a resistência adesiva obtida pelo sistema Excite/Variolink foi significativamente maior que a do RelyX Unicem e que o ensaio de resistência ao cisalhamento por extrusão é o mais apropriado para se avaliar a resistência adesiva dos pinos intra-radiculares. Relataram que a utilização de pinos de fibra de vidro levantou um novo interesse pela busca da adesão às paredes dentinárias do canal radicular. Além disso, observaram que outros fatores possivelmente podem influenciar na qualidade da adesão na interface pino/agente de fixação/adesivo como, por exemplo, a ação de soluções irrigadoras, as condições da dentina após tratamento endodôntico, o tipo de agente utilizado para o condicionamento do substrato, as tensões geradas pela polimerização do cimento resinoso frente ao fator de configuração da cavidade desfavorável e as propriedades químicas e físicas dos pinos intra-radiculares.

Lassila et al.<sup>61</sup> (2004) avaliaram a resistência flexural e o módulo de elasticidade de diferentes tipos de pinos de fibra, através do teste de dobramento de três-pontos. Adicionalmente, avaliaram a influência da termociclagem e do diâmetro dos pinos nessas propriedades mecânicas. Os pinos (n=5) testados foram: 1) Snowpost (pino de fibra de sílica-zircônio) com diâmetros de 1,2mm, 1,4mm e 1,6mm; 2) Carbopost (pino de fibra de carbono) com diâmetros de 1,0mm, 1,2mm, 1,4mm e 1,6mm; 3) ParaPost FiberWhite (pino de fibra de vidro) com diâmetros de

1,2mm, 1,35mm e 1,5mm; 4) C-Post liso (pino de fibra de carbono) com diâmetros de 1,4mm, 1,8mm e 2,1mm, e C-Post serrilhado, com diâmetros de 1,8mm e 2,1mm; 5) Glassix (pino de fibra de vidro trançadas) com diâmetro de 1,35mm; 6) Carbonite (pino de fibra de carbono trançadas) com diâmetro de 1,35mm; e 7) EverStick-Post - controle (pino de fibra de vidro translúcido – FRC) com diâmetro de 1,55mm. Cada grupo foi subdividido em dois grupos, um armazenado em umidade e temperatura ambiente (grupos controles) e o outro submetido a ciclagem térmica (12.000 x, entre 5°C e 55°C). Todos os espécimes foram submetidos ao teste após 2 semanas de armazenagem. Os resultados do ensaio mecânico revelaram que a termociclagem e o diâmetro do pino tiveram um efeito significativo na carga de fratura e resistência flexural. A maior resistência flexural foi obtida com material controle (EverStick:  $1114.9 \pm 99,9\text{MPa}$ ) e houve uma relação linear entre carga de fratura e diâmetro para pinos de fibra de vidro e de carbono. A termociclagem diminuiu o módulo de elasticidade dos espécimes em aproximadamente 10% e a resistência à fratura em 18%.

Goracci et al.<sup>45</sup>, 2005, através do teste de resistência ao cisalhamento por extrusão (*push-out*) e análise por microscopia eletrônica de varredura, avaliaram a influência dos sistemas adesivos autocondicionantes e do condicionamento ácido total na cimentação de pinos de fibra de vidro. Utilizaram pinos silanizados que foram cimentados nos condutos radiculares com o cimento Panavia 21, com e sem o uso do adesivo autocondicionante ED Primer, e um outro grupo utilizando cimento resinoso dual Variolink II, com e sem seu sistema adesivo Excite DSC. Após os testes, verificaram que a resistência ao cisalhamento por extrusão não foi significativamente diferente entre os tratamentos. Observaram que os sistemas adesivos não foram capazes de penetrar completamente na camada de *smear layer*. Relataram que, devido à capacidade tampão da *smear layer* o condicionamento total com ácido

fosfórico não criou uma camada híbrida uniforme. Concluíram então que a criação de uma adesão contínua e, conseqüentemente, a formação de um monobloco entre os pinos de fibra e a dentina parecem ser uma expectativa irreal com o uso de sistemas adesivos. A presença de *smear layer* não permitiu a infiltração adequada do sistema adesivo.

[Goracci et al.<sup>44</sup>](#) (2005) mediram a resistência adesiva, com e sem aplicação de silano (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent), entre pinos de fibra e resina composta utilizada para confecção de núcleo de preenchimento. Os pinos utilizados foram de fibra de vidro translúcidos (FRC Postec, Ivoclar-Vivadent) e de quartzo (Light-Post, RTD), e os dois tipos de resina composta *flow* foram a UnifilFlow, GC e Tetric Flow, Ivoclar-Vivadent. Os resultados, após ensaio de microtração mostraram que a silanização dos pinos de fibra testados antes da confecção do núcleo de preenchimento aumentaram significativamente a resistência de união entre pino e núcleo. Aconselharam a silanização desses pinos de fibra para melhorar a interface de adesão com o núcleo de preenchimento de resina composta.

[Carvalho et al.<sup>20</sup>](#) (2005), realizaram um trabalho em dentes incisivos bovinos, com as raízes debilitadas, com o objetivo de avaliar in vitro a resistência à fratura pelo reforço das paredes do canal radicular com pino de zircônio ou resina composta. Utilizaram uma amostra de 56 dentes incisivos bovinos, livres de cáries ou fraturas, com o diâmetro mesio-distal de 7mm e vestibulo-lingual de 9mm. Todos os dentes selecionados tiveram a sua coroa removida no terço médio com uma ponta diamantada sob refrigeração à água para obter um comprimento dental padronizado de 30mm. Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=14): G1 – as raízes foram instrumentadas, obturadas e os 20mm cervicais e médios da raiz foram alargados de tal forma a obter paredes dentinárias com espessura de  $\pm 2$ mm no terço cervical (para simular

rizogênese incompleta), e reforçados com resina composta fotopolimerizável (TPH; Dentsply, Brasil) através de pinos fototransmissores (Luminex, Dentatus, Weissman Technology, EUA); G2 – os canais foram instrumentados, obturados e alargados semelhantemente ao G1, reforçados com pinos de zircônia (Cosmopost; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e cimentado com cimento resinoso dual (Enforce, Dentsply); G3 – tratamento similar aos G1 e G2, sem receber nenhum tipo de reforço radicular (controle positivo); G4 - os canais radiculares não foram instrumentados e debilitados, não recebendo reforço radicular (controle negativo). Os corpos de prova preparados foram submetidos às forças compressivas numa angulação de 45° e velocidade de 1mm/min até a fratura. Os resultados mostraram maiores valores de resistência à fratura no G1 e G2 (122.38 e 122.08kgf, respectivamente) sem diferenças estatisticamente significantes entre si ( $p > 0.05$ ), porém significativamente diferentes entre os G3 (78.28) e G4 (133.06) ( $p < 0.05$ ). Concluíram que o reforço radicular com pino de zircônio ou resina composta pode aumentar significativamente a resistência estrutural das raízes dentárias debilitadas, diminuindo o risco de fratura, mesmo que este reforço não tenha oferecido valores equivalentes aos obtidos pelas raízes sem perda de estrutura dentinária.

Em 2005, [Yoldas, Alacam](#)<sup>115</sup> realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a microdureza de resinas compostas fotopolimerizadas dentro de canais radiculares simulados por meio de pinos plásticos transmissores de luz (LTPP - Light Transmitting Plastic Posts), pinos de resina composta reforçado com fibra de vidro (GFRCP - Glass Fiber Reinforced Composite Posts), e método de polimerização convencional por luz (grupo controle). Para tanto utilizaram 30 cilindros plásticos pretos medindo 15mm de comprimento e 4mm de diâmetro interno, que foram divididos em 3 grupos (n=10): Grupo - Pinos plásticos foto-transmissores – a resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi

inserida no canal radicular e com auxílio do pino nº4 (Luminex) com diâmetro de 1,5mm, fotopolimerizada por uma exposição constante de luz de 460mW/cm<sup>2</sup> durante 90s; Grupo – Pinos de Fibra de Vidro – tratamento similar ao grupo anterior, mas utilizando-se pino de fibra de vidro nº1, (Postec, Ivoclar Vivadent) com o mesmo diâmetro de 1,5mm do grupo anterior na fotopolimerização da resina composta; Grupo controle – a resina composta inserida no canal foi fotopolimerizada diretamente, sem o auxílio de nenhum outro dispositivo. Os corpos de prova foram submetidos a testes de microdureza durante 10s com uma carga de 100g após 24h da fotopolimerização. Os testes foram feitos em áreas aleatoriamente selecionadas sobre as resinas compostas a uma profundidade de 2, 4, 6, 8, 10, 12 e 14mm da superfície de exposição da luz. Os resultados mostraram um aumento significativo na microdureza da resina composta para ambos os grupos (pino plástico fototransmissor e de fibra de vidro) comparados com o grupo de controle ( $p < 0.01$ ). No grupo controle, o teste de microdureza não pôde ser executado após os 4mm de profundidade por causa da falta de polimerização. Não houve nenhuma diferença significativa na microdureza entre o grupo dos pinos de plástico (48.70 KHN) e de fibras de vidro (48.40 KHN) até os 8mm de profundidade ( $p < 0.01$ ). Aos 10mm, a microdureza da resina composta foi significativamente maior com os pinos de plástico (41.10 KHN) que com os pinos de fibra de vidro (29.70) ( $p < 0.01$ ). Depois dos 10mm, a microdureza dos pinos de fibra de vidro não pôde ser executada por causa da falta de polimerização. Em todos os grupos a microdureza da resina composta diminuiu com o aumento da distância da ponta da fonte de luz.

Em 2005, [Grandini et al.](#)<sup>48</sup> investigaram a resistência flexural de oito tipos de pinos de fibra. Para tanto utilizaram uma amostra de 80 pinos de fibra, com diâmetros padronizados com um calibrador digital com uma precisão de 0.01mm (Mitutoyo, Tóquio, Japão). Os espécimes foram

divididos em 8 grupos (n 10): G1 - C-POST – pino de fibra de carbono (Bisco); G2: ÆSTHETI-POST – pino de fibra de carbono e quartzo (Bisco); G3: ÆSTHETI-PLUS – pino de fibra de quartzo opaco (Bisco); G4: LIGHT-POST – pino de fibra de quartzo translúcido (Bisco); G5: D.T. LIGHT-POST – pino de fibra de quartzo translúcido (Bisco); G6: PARAPOST WHITE – pino de fibra de vidro (Coltene); G7: FIBREKOR – pino de fibra de vidro (Jeneric Pentron); G8: REFORPOST – pino de fibra de vidro (Angelus). Os pinos foram submetidos ao teste de resistência flexural com envergadura de 6mm e velocidade de 1mm/min até a fratura. Os resultados revelaram que o G2 (677.4MPa) e o G3 (666.2MPa) apresentaram os maiores valores da resistência flexural. O G1 (616.3MPa) e o G3 (666.2MPa) apresentaram resistências semelhantes. O G1 (616.3 MPa), G4 (607.2 MPa), G5 (608.7 MPa), G6 (585.2 MPa), e G7 (562.3 MPa) foram estatisticamente semelhantes. O G8 (433.8 46.4MPa) revelou o valor mais baixo de resistência flexural comparado aos outros grupos ( $p < 0.05$ ). O objetivo adicional foi verificar as topografias dos pinos e ilustrar suas características (fibras e matriz). Para tanto, 2 pinos de fibra de cada grupo, que não participaram do experimento, foram perpendicularmente seccionados no seu longo eixo, até aproximadamente o seu ponto médio e a topografia superficial foi examinada através do microscópio eletrônico de varredura. A análise demonstrou que os oito pinos analisados exibiram algumas diferenças, principalmente em relação ao diâmetro das fibras e sua densidade de compactação. Para comparar os aspectos morfológicos dos pinos com os valores obtidos da resistência flexural, muitos fatores têm que ser considerados como: a presença de espaços vazios e bolhas; a morfologia da fibra; a características da matriz; a concentração de fibras. Porém, a metodologia do presente estudo não permitiu observar quaisquer destes fatores. Concluíram que o tipo de matriz resinoso e o processo de fabricação usado para promover a adesão química entre a fibra e resina

podem possivelmente ser os fatores mais importantes para a resistência dos pinos de fibra.

Galhano et al.<sup>41</sup> (2005), avaliaram a resistência flexural de oito tipos de pinos de fibra, através do teste de dobramento. Os pinos foram divididos em 8 grupos (n=10): Grupo 1 – pino de fibra de carbono (Bisco); Grupo 2 – pino de fibra de carbono e quartzo (ÆSTHETI-POST, Bisco); Grupo 3 – pino de fibra de quartzo opaco (ÆSTHETI-PLUS, Bisco); Grupo 4 – pino de fibra de quartzo translúcido (LIGHT-POST, Bisco); Grupo 5 – pino de fibra de quartzo translúcido (D.T. LIGHT-POST, Bisco); Grupo 6 – pino de fibra de vidro (PARAPOST WHITE, Coltene); Grupo 7 – pino de fibra de vidro (FIBREKOR, Jeneric Pentron); Grupo 8 – pino de fibra de vidro (REFORPOST). O diâmetro de cada pino foi padronizado com um calibrador digital com uma precisão de 0.01mm. Os pinos foram submetidos ao teste de dobramento, numa velocidade de 1mm/min para obtenção da resistência flexural. Os resultados revelaram que G2 ( $677.4 \pm 18.3\text{kgf/mm}^2$ ) e G3 ( $666.2 \pm 18.1\text{kgf/mm}^2$ ) apresentaram os maiores valores de resistência flexural. G1 ( $616.3 \pm 24.8\text{kgf/mm}^2$ ) e G3 ( $666.2 \pm 18.1\text{kgf/mm}^2$ ) apresentaram resistências semelhantes. G1 ( $616.3 \pm 24.8\text{kgf/mm}^2$ ), G4 ( $607.2 \pm 19.5\text{kgf/mm}^2$ ), G5 ( $608.7 \pm 69.5\text{kgf/mm}^2$ ), G6 ( $585.2 \pm 24.2\text{kgf/mm}^2$ ), e G7 ( $562.3 \pm 59.6\text{kgf/mm}^2$ ) foram estatisticamente semelhantes. G8 ( $433.8 \pm 46.4\text{kgf/mm}^2$ ) revelou o valor mais baixo de resistência flexural quando comparado aos outros grupos.

Pirani et al.<sup>90</sup> (2005) testaram a hipótese que a hibridização da dentina intra-radicular eliminaria as fendas interfaciais, melhorando assim o selamento coronal e a retenção de pinos de fibra de vidro. Utilizaram 40 incisivos humanos extraídos, tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos (n=10): associação do pino Tech 2000/ adesivo Single Bond/ cimento resinoso RelyX ARC, com e sem fotopolimerização do adesivo e associação do pino EndoPost/ adesivo All-Bond 2/ cimento

Duo-Link, com adesivos nas formas auto e fotopolimerizável. Em todos os grupos, a fotopolimerização adicional do cimento foi executada por 60s após a inserção do pino. As interfaces adesivas do terço coronal e médio foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura. A análise microscópica revelou que a hibridização da dentina intra-radicular não foi influenciada pelo modo de polimerização do adesivo, porém observaram uma ocorrência generalizada de fendas interfaciais ao longo da superfície da camada híbrida ou na interface pino-cimento, mostrando a dificuldade de se obter uma efetiva união nos condutos radiculares, talvez em decorrência de um alto fator-C. Assim, concluíram que o sucesso clínico da cimentação de pinos de fibra é possivelmente devido na sua maior parte por retenção friccional.

Zogheib<sup>17</sup> (2005) avaliou, através da ciclagem mecânica e ensaio de compressão, a resistência e o padrão de fratura de raízes íntegras e fragilizadas. As raízes fragilizadas foram reconstruídas com resina composta (Z 250, 3M) e pinos de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus). Utilizou 30 caninos superiores humanos divididos em 3 grupos (n=10) de acordo com a espessura do remanescente da parede dentinária radicular cervical: Grupo I – raízes íntegras, não debilitadas, com 2mm de remanescente de parede dentinária radicular cervical; Grupo II – raiz fragilizada com 1mm de remanescente; Grupo III – raiz fragilizada com 0.5mm de remanescente. Após a restauração radicular, todos os grupos receberam coroas totais metálicas cimentadas sobre núcleo de resina composta. Após a ciclagem mecânica, os corpos foram submetidos ao ensaio de compressão a um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente sobre a face palatina, até sua fratura. Os resultados revelaram diferença somente entre o grupo I e os grupos II e III. O percentual de raiz com prognóstico favorável após fratura foi grupo I: 80%, grupo II: 40% e grupo III: 30%. Concluiu que as raízes fragilizadas foram menos

resistentes à fratura e apresentou menos fraturas favoráveis a reabilitação que as raízes íntegras.

Em 2006, [Gonçalves et al.](#)<sup>43</sup> avaliaram a resistência à fratura radicular de raízes experimentalmente debilitadas reforçadas com resina composta, comparadas às técnicas que usam pinos fundidos e pré-fabricados. Utilizaram 48 incisivos centrais superiores extraídos, livres de cáries e restaurações, com raízes retas, medindo aproximadamente 14mm. As raízes foram incluídas diretamente em blocos de resina acrílica de tal forma que os 4mm cervicais ficaram livres, ou seja, sem a cobertura da resina acrílica. Todas as raízes foram tratadas endodonticamente e preparadas para receber um dispositivo intra-radicular, com as brocas de Largo nº4, 5 e 6 a uma profundidade de 8mm e 1.7mm de diâmetro. Desse total, 40 raízes sofreram desgaste adicional de maneira padronizada para debilitar as raízes. Seqüencialmente receberam fresa nº 718 (KG, Sorensen) até 7mm, fresa nº 720 (KG Sorensen) até 6mm e fresa nº 730 (KG Sorensen) até 5mm em baixa velocidade, criando um espaço no canal radicular com 8mm de comprimento e 3.2mm de diâmetro. Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n = 8), havendo um grupo controle, onde a raiz não foi debilitada e foi restaurada somente com pino fundido de Cu-Al: o grupo C. Os restantes dos 5 grupos experimentais tiveram o canal radicular debilitado e restaurado da seguinte forma: CP – pino fundido de Cu-Al; LT - pino de polimerização foto-transmissor (Luminex) + resina Tetric Ceram + pino de titânio pré-fabricado (PTP); LF - Pino Luminex + resina Filtek Supreme + PTP; LZ - Pino Luminex + resina Z100 + PTP; e LR - Pino Luminex + resina Renew + PTP. Todos os grupos de reforço com resina composta utilizaram o mesmo sistema adesivo (One-Step Plus, Bisco), constituído de condicionamento ácido da superfície do canal radicular durante 30s, lavagem e secagem, aplicação de 2 camadas de adesivo, secagem por 20s, fotopolimerização por 30s, e aplicação de cimento, seguindo as

instruções do fabricante. A inserção de resina composta foi feita pela técnica incremental do terço apical para o cervical e concluída com o uso de um pino plástico fototransmissor. Todos os pinos, tanto os fundidos como os pré-fabricados, foram cimentados com um cimento resinoso autopolimerizável (C & B Cement, Bisco) e foram levados ao conduto radicular com broca espiral Lentulo (Dentsply-Maillefer). Os excessos foram removidos e fotopolimerizados por 60s, aguardando-se mais 6min para a completa polimerização do cimento resinoso. Os espécimes assim preparados foram armazenados em água destilada à 37°C por 24h e submetidos a ensaio mecânico de resistência à fratura. A carga foi aplicada na face palatina a 3mm da região incisal, a um ângulo de 135° com o seu longo eixo, com uma velocidade 1mm/min. Os resultados mostraram que há diferença significativa ( $P < .01$ ) entre os espécimes convencionalmente preparados e restaurados com pino fundido (C:  $447.8 \pm 167.9N$ ) e os espécimes sobre-preparados e restaurados com um pino fundido (CP:  $212.8 \pm 62.4N$ ). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os espécimes controle ( $447.8 \pm 167.9N$ ) e as raízes debilitadas preenchidas com resina composta LT ( $520.9 \pm 173.1N$ ), LF ( $479.9 \pm 214.9N$ ), LZ ( $391.6 \pm 173.6N$ ), e LR ( $333.0 \pm 112.2N$ ). Raízes debilitadas não reforçadas e restauradas com pino fundido de CuAl demonstrou menor resistência à fratura radicular. Concluíram que o uso de resinas compostas em canais radiculares reforçou as raízes debilitadas durante ensaio mecânico de resistência à fratura.

De acordo com [Akgungor, Akkayan<sup>1</sup>](#) (2006), os materiais utilizados para a confecção de retentores intra-radulares para restauração de dentes com tratamento endodôntico mudaram de rígidos, como o metal e a zircônia, para materiais que possuem características mecânicas mais próximas às da dentina, como pinos de fibra de vidro e resina composta. Entretanto, devido aos insucessos clínicos causados pela perda de união ao longo da interface dentina/adensivo, avaliaram o

efeito de diferentes sistemas adesivos e o seu modo de ativação na resistência de união de pinos de fibra de vidro, em diferentes regiões da dentina do canal radicular através do ensaio de cisalhamento por extrusão – *push out*. Para isso, utilizaram 40 caninos recém extraídos que foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos experimentais (n=10): grupo EX – sistema adesivo de frasco único Excite (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e fotoativação, grupo EX-DSC – sistema adesivo de frasco único Excite DSC (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e dupla ativação, grupo CL-LC – sistema adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray Medical Inc., Japão) com agente adesivo foto ativado Bond A, grupo CL-DC - sistema adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V com agente adesivo de dupla ativação Bond A+B. Após a aplicação dos sistemas adesivos, de acordo com os grupos experimentais, o pino de fibra de quartzo D.T. Light- Post foi cimentado com o agente de fixação resinoso Panavia F (Kuraray Medical Inc., Japão). A seguir, as raízes foram seccionadas em discos com 3mm de espessura nas regiões cervical, média e apical. O ensaio de resistência ao cisalhamento por extrusão foi realizado à velocidade de 0,5mm/min. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância que revelaram diferenças estatísticas significantes para o sistema adesivo, para a profundidade e para a interação dos dois fatores. Observaram, através de microscopia eletrônica de varredura, que o grupo EX e EX-DSC revelaram uma camada híbrida mais espessa (4-5 $\mu$ m) e distribuída de forma homogênea ao longo do preparo do canal radicular, enquanto que os grupos CL-LC e CL-DC apresentaram uma camada menos espessa (1-2 $\mu$ m). Concluíram que os adesivos autocondicionantes fotoativados resultaram em maior resistência de união à dentina radicular quando comparado aos adesivos de frasco único; a resistência de união não foi dependente da espessura da camada híbrida; a dupla ativação não melhorou a resistência de união para os sistemas adesivos de frasco único e resultou em menores valores com diferença significativa quando

em combinação com o sistema autocondicionante; a resistência de união de sistemas de frasco único diminuiu significativamente nas regiões apicais do canal radicular e o adesivo autocondicionante demonstrou valores iguais nas regiões cervical, média e apical.

Bitter et al.<sup>13</sup> (2006) avaliaram através do ensaio mecânico de cisalhamento por extrusão (*push-out*), a resistência adesiva de pinos de fibra de vidro (FRC Postec), cimentada em raízes de caninos superiores humanos extraídos com seis diferentes tipos de agentes de cimentação. Os cimentos resinosos testados foram o Panavia F, Multilink, Variolink II, Perma Flo DC, RelyX Unicem e o Clearfil Core, onde cada grupo de material foi constituído por 24 espécimes. A metodologia do estudo incluiu avaliação da resistência adesiva 24h após a inserção do pino (n=12) bem como após termociclagem (5000X, 5-55°C, 30s) (n=12) para cada grupo, na região cervical, média e apical. Os resultados mostraram que a resistência adesiva foi significativamente afetada pelo tipo de cimento, a região da raiz e pela termociclagem. O cimento RelyX Unicem mostrou significativamente a maior resistência adesiva comparada aos demais grupos. Estes valores aumentaram após a termociclagem, o que é difícil de compreender, mas a polimerização da parte quimicamente ativada poderia ter contribuído para esse tipo de comportamento. O cimento resinoso dual mostrou uma maior resistência de união que o cimento quimicamente ativado e a desmineralização da dentina do canal radicular com ácido fosfórico ou com sistema autocondicionante de 2 passos não revelou influência significativa na resistência adesiva. Em relação à região do canal radicular foi observado maior valor de resistência adesiva no terço apical, demonstrada principalmente pelo cimento Panavia F, do que se concluiu que a adesão à dentina do canal radicular parece estar mais relacionada à área de dentina sólida que para a densidade dos túbulos dentinários.

Cury et al.<sup>29</sup> (2006), através do ensaio mecânico de resistência ao cisalhamento por extrusão (*push-out*), avaliaram a influência da expansão higroscópica do cimento de ionômero de vidro, do ionômero de vidro modificado por resina e do cimento resinoso na cimentação de pinos de fibra de vidro. Os espécimes testes foram armazenados em água, enquanto que os controles foram desidratados e armazenados em óleo mineral para eliminar água do túbulo dentinário intra-radicular e/ou do ambiente externo que pode contribuir para a expansão higroscópica dos cimentos. Todos os espécimes foram mantidos armazenados por 1 semana a 37°C, antes da execução dos testes. Os resultados mostraram que o cimento de ionômero de vidro convencional Ketac Cem registrou a maior resistência ao ensaio após sorção de água. Todos os materiais ionoméricos (Ketac Cem, Fuji Plus e Fuji Cem) exibiram significativamente maior resistência à tração após o armazenamento em água. Entretanto, não houve diferença quando os cimentos resinosos RelyX ARC e UniFil Core foram armazenados em água ou óleo mineral. A resistência adesiva do Ketac Cem, Fuji Plus excederam a dos cimentos resinosos quando armazenados em água. Então a estratégia para aumentar a retenção friccional por expansão higroscópica tardia dos cimentos de ionômero de vidro pode ser um modo satisfatório para aumentar a retenção de pinos de fibra de vidro.

Sigemori<sup>101</sup> (2006), através do ensaio mecânico de cisalhamento por extrusão, avaliou a influência do tratamento da superfície da dentina radicular (com e sem EDTA), sistemas de fixação resinosos e profundidade (superficial, média e profunda) na cimentação adesiva de pinos de fibra de vidro. Conduziram o experimento utilizando raízes bovinas e cimentando os pinos com as seguintes associações: RelyX ARC sem adesivo, RelyX ARC/ Single Bond 2, RelyX ARC/ ED Primer, Panavia F sem adesivo, Panavia F/ ED Primer, Panavia F/ Single Bond. Os resultados mostraram que o tratamento de superfície com EDTA

não interferiu na resistência adesiva dos sistemas utilizados para a cimentação dos pinos; o sistema adesivo que emprega o condicionamento ácido para a remoção da *smear layer* apresentou melhor comportamento quando comparado ao sistema autocondicionante; a retenção de pinos pré-fabricados foi maior no terço superficial; os menores valores de resistência adesiva foram obtidos no terço profundo; entre os sistemas de fixação resinosos o Panavia F apresentou os melhores resultados.

Stuart et al.<sup>104</sup> (2006) compararam a capacidade de reforço radicular de um cimento endodôntico (Resilon, Pentron), guta-percha e de uma resina composta auto-polimerizável (Bisfil 2B, Bisco) inseridos em condutos radiculares de dentes imaturos simulados. Os diâmetros do conduto radicular foram padronizados com broca de Peeso nº5 (1.5mm) e os canais foram preenchidos com os respectivos materiais em avaliação, menos no grupo controle positivo, que foi deixado sem preenchimento e os controles negativos que não receberam tratamento algum. Uma fratura horizontal foi provocada em cada espécime através de uma máquina de ensaios mecânicos e a média de carga para fratura foi registrada. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os grupos. Assim, concluíram que o reforço da parede do canal radicular com diâmetro do conduto de 1.5mm ou menos pode não ser necessário.

Teixeira et al.<sup>109</sup> (2006) avaliaram in vitro, a retenção, a resistência à fratura e a porcentagem de transmissão de luz de diferentes tipos de pinos intra-radulares de fibra. Os pinos envolvidos foram de três tipos de pino de fibra de vidro paralelo, um pino de fibra de quartzo de dupla-conicidade e um pino de fibra de vidro cônico. Todos os pinos foram cimentados em raízes dentárias com cimento resinoso dual. O ensaio mecânico de resistência à fratura mostrou que todos os pinos apresentaram algum comportamento plástico, sendo o pino de fibra

quartzo de dupla-conicidade o mais resistente de todos. A capacidade de retenção dos pinos cônicos foi menor que a dos pinos paralelos. Análise realizada no microscópio eletrônico de varredura indicou que mais cimento se aderiu às superfícies do pino de fibra de vidro paralelo que ao pino de fibra de vidro cônico. A transmissão de luz foi limitada nos pinos pré-fabricados translúcidos. Concluíram os autores que o uso de pinos de fibra pré-fabricados fixados com cimento resinoso dual parece satisfatório para aplicação clínica em dentes despulpados que requerem restaurações retidas com pinos intra-radiculares, mostrando boa retenção e resistência à fratura aceitável.

Em 2007, [Sadek et al.](#)<sup>95</sup> avaliaram através do teste de microtração a resistência adesiva de diferentes resinas compostas usadas como materiais de núcleo de preenchimento coronário ao redor de pinos de fibra de vidro. Utilizaram 40 pinos de fibra de vidro, divididos em 8 grupos (n=5): Grupo 1: Core-Flo *self-cure* (Bisco, E.U.A.); Grupo 2: UniFil Core (GC Corp., Japão); Grupo 3: Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein); Grupo 4: Gradia Direct (GC Corp., Japão); Grupo 5: Bisfil 2B *self-cure* (Bisco, EUA); Grupo 6: Aeliteflo (Bisco, EUA); Grupo 7: Filtek Flow (3M ESPE, Alemanha); Grupo 8: UniFil Flow (GC Corp., Japão). Os materiais dos grupos 1 e 2 são específicos para confecção de núcleo, do grupo 3, 4 e 5 são resinas compostas híbridas e do grupo 6, 7 e 8 são resinas compostas *flow*. Em todos os grupos foram confeccionados núcleos de preenchimento ao redor dos pinos de fibra de acordo com os materiais testados. Os corpos de prova foram seccionados em palitos de 1mm de espessura e preparados para serem submetidos ao teste de microtração numa velocidade de 0.5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que o Core-Flo ( $11.00 \pm 0.69\text{MPa}$ ) apresentou a maior média de resistência adesiva, embora não houvesse nenhuma diferença estatisticamente significativamente entre os grupos, exceto com os compósito *flowable*. Os resultados obtidos com compósitos *flowable* foram

os menores de todos os grupos experimentais. Entre eles, UniFil Flow mostrou menor média de resistência adesiva ( $5.18 \pm 1.38\text{MPa}$ ). Filtek Flow e *Ælitedflo* não mostraram diferenças entre os grupos. A análise sob microscópio eletrônico de varredura mostrou que todas as fraturas foram adesivas. As resinas compostas reproduziram a superfície do pino de fibra, e os compósitos *flowable* exibiram menos microbolhas/ vazios que as resinas compostas híbridas. Todas as superfícies do pino após fratura não mostraram nenhum remanescente de resina composta, confirmando a natureza adesiva das fraturas. Concluíram que embora boa adaptação à superfície de pino seja alcançada por todos os compósitos testados, a resistência adesiva aos pinos de fibra permanecem relativamente fracas e tratamentos adicionais deveriam ser investigados para aumentar a adesão pino-núcleo. Materiais de baixa-viscosidade, com alta carga e compósitos híbridos são alternativas melhores que compósitos *flowable* para confecção do núcleo de preenchimento.

Em 2007, [Wu et al.](#)<sup>112</sup>, através do ensaio de resistência à fratura radicular, avaliaram a efetividade de dois materiais restauradores para reforçar as raízes de paredes finas. Utilizaram 21 raízes de incisivos centrais superiores, os quais foram alargados de modo a deixar 1mm de parede dentinária radicular remanescente e 8mm de profundidade. Assim, os espécimes foram divididos em três grupos (n = 7): Grupo 1 (controle): NMF grande e cônico; Grupo 2: inserção de uma camada grossa de resina composta dual (Bis-core, Bisco) antes da confecção de um NMF de menor diâmetro e Grupo 3: inserção de uma camada grossa de cimento de ionômero de vidro (ChemFil Superior, Dentsply) antes da confecção de um NMF, como no grupo anterior. Todos os NMFs foram cimentados com cimento resinoso auto-polimerizável (PostCement Hi-X, Bisco), com prévio condicionamento da dentina do canal radicular com ácido fosfórico a 32%, por 15s e aplicação de duas camadas de adesivo dentinário All-Bond 2 (Bisco), fotopolimerizado por 20s. Os espécimes foram submetidos ao

ensaio mecânico de resistência à fratura, a uma velocidade de 2mm/min e angulação de 135° em relação ao longo eixo da raiz. Os resultados mostraram maior média de força (kN) necessária para fraturar as raízes no Grupo 2 (0.64) em comparação ao Grupo 1 (0.37) e Grupo 3 (0,490). Adicionalmente os autores realizaram ensaio de microtração, onde prepararam 20 dentes, com as coroas seccionadas na junção amelocementária e as raízes na porção média do seu longo eixo. O terço cervical das partes das raízes foram preparadas para receber a resina composta dual e a outra metade o cimento de ionômero de vidro. Os espécimes assim preparados foram submetidos à ciclagem térmica para posterior ensaio da resistência adesiva à microtração. Os resultados da microtração mostraram que a resina composta dual apresentou maior média de resistência de união (20.65 MPa) em comparação ao cimento de ionômero de vidro (12.89 MPa). Ainda neste mesmo trabalho, os autores prepararam mais 20 dentes de forma semelhante ao experimento anterior para possibilitar análise da interface adesiva ao microscópio óptico e de força atômica. A microscopia óptica revelou uma camada híbrida clássica na interface de união entre a resina composta dual e dentina do canal radicular. As espessuras da camada híbrida variaram normalmente sendo de aproximadamente 5µm de largura. Entretanto, trincas foram observadas no grupo do cimento de ionômero de vidro, mas que permaneceram adaptados próximo à dentina do canal radicular, sem penetração do cimento nos túbulos dentinários. A microscopia de força atômica também revelou no grupo da resina composta dual a presença de *tags* de resina de aproximadamente 5 a 15µm, largos nas suas bases e se estreitando em direção aos túbulos. No grupo do cimento de ionômero de vidro foi observado um limite distinto entre o cimento e a dentina, com adaptação íntima dos dois substratos. Concluíram neste estudo in vitro que raízes de paredes finas poderiam ser significativamente reforçadas pela inserção de uma camada intermediária grossa de resina composta

dual, mas não de um cimento de ionômero de vidro, antes da cimentação de um núcleo metálico fundido de pequeno diâmetro de Ni-Cr.

Ceballos et al.<sup>25</sup> (2007), avaliaram o comportamento mecânico de três tipos de cimentos resinosos (cimento químico, foto e dual) utilizados para cimentação de pino de fibra pelo teste de profundidade de indentação e a influência do modo de polimerização. Confeccionaram discos do cimento resinoso de 14mm de diâmetro e 1mm de espessura, aos quais foram submetidos ao teste de nanoindentação a fim de determinar sua dureza e o módulo de elasticidade. Adicionalmente utilizaram dentes uniradiculares extraídos, livres de cáries, onde as coras foram seccionadas, as raízes instrumentadas e obturadas com gutapercha e preparadas para receber um pino de fibra de vidro. Os espécimes foram divididos em 3 grupos: Grupo 1: tratados com adesivo autocondicionante, autopolimerizável Multilink Primer A/B (Ivoclar-Vivadent) e o cimento autopolimerizante Multilink (Ivoclar-Vivadent) de acordo com as instruções do fabricante; Grupo 2: tratados com o adesivo dual Excite DSC (Ivoclar-Vivadent) e cimento fotopolimerizável Variolink II Base (Ivoclar-Vivadent); Grupo 3: tratados com adesivo dual Excite DSC (Ivoclar-Vivadent) e o cimento dual Variolink II (Ivoclar-Vivadent). Estes espécimes foram incluídos em blocos de resina, seccionadas no seu longo eixo e preparados para análise em microscópio eletrônico de varredura. As medidas de nanoindentação indicaram que os cimentos fotopolimerizados exibiram uma alta dureza, mas com uma tendência mais marcada para a fratura. O cimento quimicamente polimerizado é o material com uma alta habilidade para suportar deformação sem dano, embora sua dureza e módulo de elasticidade sejam significativamente menores. Cimentos duais apresentaram a melhor combinação de propriedades. O exame da microscopia eletrônica de varredura mostrou que nos espécimes onde foram aplicados adesivo e cimento Multilink, surgiram fendas descontínuas entre o cimento resinoso e a dentina

infiltrada, ao contrário dos outros grupos. Também neste grupo observaram-se menos formação de *tags* de resina na porção coronal e média da raiz que com o uso de adesivos duais aplicados após ataque ácido. No grupo do cimento fotopolimerizável foram detectadas, no extremo apical, áreas onde o cimento se soltou do pino e com formação de *tags* curtos de resina. Isto pode ser devido à alta viscosidade do cimento, dificultando seu fluxo dentro do canal, ou sua insuficiente polimerização. No grupo do cimento dual quando a interface dentina-cimento foi examinada, o adesivo não pôde ser detectado claramente, provavelmente porque não foi fotopolimerizado antes da inserção do cimento. Alguns vazios foram observados nos três cimentos resinosos avaliados, provavelmente devido à viscosidade que restringe a inserção dentro do conduto radicular e o procedimento de mistura manual da pasta base e de catalisador que favorece a incorporação de bolhas de ar.

Em 2007, [Aksornmuang et al.](#)<sup>4</sup> realizaram um trabalho para avaliar a resistência à tração, a dureza Knoop, a resistência adesiva à microtração e o modo de fratura de 4 resinas compostas de presa dual inseridas em espaços intra-radulares de 8mm de profundidade. A avaliação foi realizada no terço coronal e apical. Utilizaram doze condutos artificialmente simulados de 8mm de comprimento por 8mm de diâmetro para avaliação das propriedades mecânicas (resistência à tração e dureza Knoop) e doze pré-molares humanos uniradulares para avaliação da resistência adesiva e o modo de fratura. Os materiais avaliados foram divididos em 4 grupos (n=3): (1) Unifil Core (UC) (GC Corporation, Japão); (2) Clearfil DC Core (DC) (Kuraray Medical Inc., Japão); (3) Build-It F.R. (BI) (Pentron Clinical Technologies, EUA) e (4) Clearfil DC Core Automix (DCA) (Kuraray Medical Inc., Japão). Os materiais inseridos em canais radulares artificiais para avaliação das propriedades mecânicas foram fotopolimerizadas por 60s. Após 24h de armazenamento em água, cada espécime foi serialmente seccionado visando a obtenção de oito

espécimes em forma de ampulheta para medir resistência à microtração regional e o restante dos oito blocos semi-circulares foram polidos para a medida do número de dureza Knoop (KHN). Para avaliação da resistência adesiva à microtração e o modo de fracasso, os materiais foram inseridos em condutos radiculares de pré-molares humanos de 8mm de profundidade e 1.5mm de diâmetro, tratando o conduto radicular com sistema adesivo Clearfil SE Bond Primer (Kuraray Medical Inc., Japão) por 20s, jato de ar, Clearfil SE Bond e fotopolimerizados por 10s. As resinas compostas foram inseridas nos condutos e fotopolimerizadas por 60s. Depois de 24h de armazenamento, cada espécime foi serialmente seccionado em 8 vigas de 0.6x0.6mm de espessura para o teste de microtração e análise do padrão de fratura. Os resultados revelaram dureza Knoop (KHN) do grupo DC>UC>DCA>BI onde estes foram diretamente proporcionais à quantidade de carga inorgânica presente no material. Entretanto, não houve relação direta entre os dados da dureza Knoop e a resistência à tração do material, uma vez que o grupo DCA apresentou os maiores valores de resistência à tração, sem apresentar a maior dureza. Os resultados da resistência adesiva mostraram resultados similares para ambas as regiões (coronal e apical) e a maioria do padrão de fratura demonstrada pela microscopia eletrônica foi adesiva. Concluíram que a resistência à tração e microdureza das resinas compostas duais variou dependendo do tipo de material. Todos os fatores avaliados da resina composta à região coronal foram superiores à da região apical da raiz.

D’Arcangelo et al.<sup>30</sup> (2007) avaliaram a influência de três tratamentos de superfície do pino de fibra de quartzo na retenção intraradicular e suas alterações morfológicas superficiais. Utilizaram 40 dentes incisivos centrais superiores e um pino de fibra de quartzo (Endo Light Post, RTD). Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10) de acordo com os métodos de tratamento de superfície: Grupo controle – sem

condicionamento; Grupo Silanizado – condicionamento com ácido fosfórico 37% por 60s e aplicação de silano; Grupo Ácido Hidrofluorídrico – condicionamento com ácido fluorídrico 9,5% por 15s; Grupo de jateamento– jateamento com partículas de  $Al_2O_3$  de 50 $\mu$ m, pressão 2.0 bar, por 10s a uma distância de 5,0cm. Adicionalmente, mais 2 pinos de cada grupo foram submetidos à análise ao microscópio eletrônico de varredura a fim de observar as alterações superficiais em decorrência dos tratamentos. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual (Panavia 21, Kuraray, Japão) associado à mistura de adesivo dentinário (Prime & Bond NT; Dentsply) e um ativador (Self Cure Activator; Dentsply) em partes iguais. Após 24h foram submetidos à ciclagem térmica e, posteriormente, à ciclagem mecânica. Após o ensaio de resistência à tração observou-se um aumento significativo da retenção com os métodos de tratamento analisados, sendo o aumento mais notável observado no grupo jateado e de ácido fluorídrico que no silanizado. Análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que o grupo controle apresentou superfície sólida com fibras uniformemente distribuídas e paralelamente orientadas. O grupo silanizado apresentou pequenas fibras suspensas na matriz de resina. Nos pinos condicionados com ácido fluorídrico, mais fibras suspensas e expostas apareceram na matriz de resina, enquanto que o grupo que recebeu jateamento apresentou-se mais áspero que os demais grupos. A análise do padrão de fratura mostrou que os pinos do grupo controle vieram sem agente de cimentação, indicando fracasso adesivo na interface cimento/ pino. Grupos com tratamento de superfície apresentaram cimento resinoso parcialmente aderido ao pino, indicando modo de fracasso misto. Concluíram que o condicionamento do pino com ácido fluorídrico e jateamento parece ser mais efetivo que a silanização, determinando a retenção micromecânica sobre a superfície do pino de fibra.

Faria et al.<sup>36</sup> (2007), preocupados com o grau de polimerização do cimento resinoso dual inserido em condutos radiculares, realizaram um trabalho visando investigar eventual diferença quando tal material é fotopolimerizado em conjunto com pinos de fibra de quartzo translúcidos (Light-Post, Bisco) ou opacos de carbono coberto com quartzo (Aestheti-Post, Bisco). O cimento resinoso dual utilizado foi o RelyX ARC (3M) e o grau de conversão foi avaliado através de espectroscopia a profundidades de 2, 6 e 10mm, ou seja, no terço cervical, médio e apical, respectivamente, de condutos radiculares simulados. Os resultados demonstraram que no terço cervical não houve diferença estatística no grau de conversão do cimento quando do uso do pino Light-Post ou Aestheti-Post. No terço médio, o Light-Post mostrou maiores valores de grau de conversão. Para o Aestheti-Post, o grau de conversão do cimento resinoso foi maior no terço superficial que no terço médio e apical, que não apresentaram nenhuma diferença. Quando o Light-Post foi usado, somente o terço apical apresentou valores de grau de conversão diferentes, que foram menores que os observados no terço cervical e médio. Concluíram então que no terço apical (10mm de profundidade) o grau de conversão do cimento resinoso dual RelyX ARC é comprometido.

Qing et al.<sup>93</sup> (2007) avaliaram a resistência à fratura radicular de dentes tratados endodonticamente, que receberam núcleo metálico fundido ou pino de fibra de vidro/ zircônia. Utilizaram dentes anteriores humanos extraídos que foram comparados ao seu homólogo da arcada oposta, a fim de constituir 2 grupos (n=12), cada qual contendo o seu homólogo. As coroas foram removidas e os canais preparados para receberem o núcleo metálico fundido (Ni-Cr) ou o pino de fibra de vidro/ zircônio com núcleo de resina composta. As raízes receberam uma fina camada de poliéter para simular o ligamento periodontal e incluídas em blocos de resina acrílica. Todos os dispositivos intra-radiculares foram

cimentados com cimento resinoso dual Panavia F e adesivo ED Primer autocondicionante, e as coroas metálicas cimentadas com cimento de policarboxilato de zinco. Os espécimes assim obtidos foram submetidos à carga compressiva em uma máquina de ensaios mecânicos universal, com o uso de um dispositivo que permitia a aplicação de carga a 135° graus ao longo eixo da raiz, à uma velocidade de 0.5mm/min. Os resultados mostraram que o grupo do pino de fibra de vidro/ zircônia exibiu significativamente menor resistência à fratura que o grupo do núcleo metálico fundido. Todos os espécimes exibiram fratura radicular, a maioria das quais foi oblíqua, com trincas iniciando da margem cervical palatal e propagando-se na direção vestibulo-apical.

[Naumann et al.<sup>82</sup>](#) (2007) investigaram o impacto de um pino intra-radicular rígido (titânio) em comparação a um mais flexível na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Além disso, para quantificar o efeito da férula na dentina, ambos os pinos foram testados com e sem férula. Utilizaram uma amostra de 48 dentes humanos, incisivos centrais superiores, de dimensões méso-distais e vestibulo-linguais padronizadas. Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n = 8): Grupo E – sem pino, somente com o preparo da férula de 2mm; Grupo C – sem pino, mas com preparo da férula e núcleo de preenchimento de resina composta; Grupo 0/FRC – os canais radiculares receberam pino de fibra de vidro, mas sem a férula no preparo; Grupo 2/FRC – pino de fibra de vidro com a férula; Grupo 0/T – os canais radiculares receberam pino de titânio, mas sem a férula no preparo; Grupo 2/T – pino de titânio com férula. Os pinos intra-radulares dos quatro últimos grupos foram cimentados com cimento auto-adesivo RelyX Unicem (3M) e receberam núcleo de preenchimento de resina composta. Todos os grupos receberam uma coroa total de porcelana e cimentada com o mesmo material utilizado para cimentação do pino. Os corpos preparados foram submetidos à ciclagem termomecânica correspondente

a um período clínico de 5 anos (6000 ciclos térmicos - 5°C/55°C, 2min cada ciclo e 1.2 x 10<sup>6</sup> ciclos de mastigação) a um ângulo de 135°, carga de 50N aplicada 3mm abaixo da borda incisal na superfície palatal da coroa. Em seguida, os espécimes foram carregados em uma máquina de prova universal até a sua fratura, também a um ângulo de 135° a uma velocidade 1mm/min. Os valores médios de carga (N) de fratura (min/max) foram: E = 317 (242–404); C = 387 (335–475); 0/FRC = 352 (0–440); 2/FRC = 502 (326–561); 0/T = 420 (0–548), 2/T = 517 (416–653). Diferenças estatisticamente significante foram computadas entre E, C, 2/FRC, 0/T e 2/T; entre C, 2/FRC e 2/T; entre 0/FRC, 2/FRC e 2/T; entre 0/T e 2/T relativo a carga máxima de fratura. Concluíram que nas condições experimentais, a rigidez do pino não influencia no grau de resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. A combinação do preparo de uma férula e pino endodôntico resultam em uma maior resistência à fratura após a ciclagem termomecânica que qualquer outra alternativa de tratamento.

[Mallmann et al.<sup>72</sup>](#) (2007) compararam a resistência adesiva à microtração regional (terços cervical, médio e apical) de sistemas adesivos fotoativados (SB - Single Bond, 3M) e autopolimerizados (SBMP - Scotchbond Multi-Purpose Plus, 3M) aplicados na dentina radicular, para cimentação de pinos de fibra de quartzo translúcido (LP - Light Post, Bisco) e opaco (AP - Aestheti Post, Bisco). Trabalharam também com a possibilidade de sistemas adesivos fotoativados produzirem maiores valores de resistência adesiva em diferentes regiões do canal radicular quando usados em associação com pinos de fibra de quartzo translúcido no lugar de pinos opacos. Para tanto utilizaram 40 dentes humanos uniradiculares cuja coroa foi seccionada a 1mm da junção amelo-cementária e preparadas para receber um pino intra-radicular. Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10): SBMP+LP, SBMP+AP, SB+LP, SB+AP. Após cimentação do pino com cimento resinoso dual

(RelyX ARC, 3M), as raízes foram seccionadas perpendicularmente em fatias de 1mm de espessura, preparadas para o teste de microtração a uma velocidade de 1mm/min. Cada espécime foi subdividido em três regiões: cervical (C), médio (M) e apical (A). Os resultados mostraram que o sistema adesivo fotoativado apresentou valores de resistência adesiva semelhantes ao do sistema autopolimerizável, embora a associação do adesivo autopolimerizável com o pino de fibra de quartzo translúcido demonstrasse os mais altos valores de resistência adesiva. Concluíram que o mecanismo de união à dentina radicular não foi influenciado pelo tipo do pino de fibra (translúcido ou opaco). A região cervical da dentina radicular mostrou um valor médio mais alto de resistência de união que o terço médio e o apical. Nenhuma fratura coesiva dentro do cimento resinoso, pino de fibra, ou dentina radicular foram identificados. A distribuição de fracassos para SBMP foi mais homogênea e fracassos foram predominantemente verificados na interface entre o cimento resinoso e o pino de fibra. Porém, os fracassos para SB foram heterogêneos, com uma distribuição incompatível de fraturas. Os resultados deste estudo in vitro sugerem que ambos os sistemas adesivos – autopolimerizável e fotoativado – provêm união segura à dentina do canal radicular quando cimentados com cimento resinoso dual, independente do uso dos pinos de fibra translúcidos ou opacos.

[Bonfante et al.<sup>14</sup>](#) (2007) investigaram a resistência à tração e o tipo de falha dos pinos de fibra de vidro cimentado com diferentes materiais. Para tanto, avaliaram o cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX Luting e o Fuji Plus (grupos 1 e 2, respectivamente) e o cimento resinoso RelyX ARC e Enforce (grupos 3 e 4) que foram os agentes de fixação dos pinos intra-radulares. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2 ou entre os grupos 3 e 4, embora os cimentos resinosos tenham apresentados valores de resistência à tração

significativamente maiores. Em relação ao tipo de fracasso, o Grupo 1 exibiu 70% de falhas coesivas, enquanto os Grupos 2, 3 e 4 apresentaram 70% a 80% de falhas adesivas na interface dentinamento. Concluíram que os cimentos resinosos e ionoméricos são capazes de proporcionar retenção clinicamente suficiente de pinos de fibras de vidro, e que os cimentos ionoméricos podem ser indicados principalmente quando houver dificuldades de se aplicar técnicas adesivas.

Em 2007, [Maccari et al.](#)<sup>71</sup> compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com canais radiculares debilitados e restaurados com dois sistemas de pinos de fibra pré-fabricados: um sistema de fibra de vidro (FRC Postec, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), outro sistema de fibra de quartzo (D.T. Light-Post, Bisco, E.U.A.) e um sistema convencional de metal fundido (Ni-Cr). Utilizaram 30 incisivos centrais ou caninos superiores extraídos, livre de trincas, com raízes retas, com dimensão méso-distal de 5.0 a 5.5mm e vestibulo-lingual de 7 a 8mm. As coroas foram seccionadas abaixo da junção cimento-esmalte de modo a obter uma raiz com 17mm de comprimento. Todas as raízes receberam tratamento endodôntico e, após 48h, foram preparadas para receber um dispositivo intra-radicular, onde 11mm do conduto foram desobturados e o terço cervical alargado com ponta diamantada nº3131 estabelecendo um diâmetro de 2.5mm na sua embocadura. Os espécimes foram divididos em 3 grupos (n = 10): Grupo A: Pino de fibra de quartzo, 1.5mm de diâmetro, com forma cônica passiva; Grupo B: Pino de fibra de vidro, com as mesmas dimensões e forma do grupo A; Grupo C: Pino metálico fundido de Ni-Cr, cônico, com a porção coronária de 6mm de altura preparado para receber uma coroa total. Todos os dispositivos foram cimentados com cimento resinoso RelyX ARC e adesivo Single-Bond (3M/ESPE). Nos grupos A e B, o excesso de espaço entre o pino de fibra e a parede do canal radicular foram preenchidos com

o cimento. Os pinos de fibra foram cortados 6mm sobre a entrada do canal radicular para reter o núcleo de preenchimento. O núcleo foi confeccionado com resina composta fotopolimerizável (Tetric-Ceram, Ivoclar-Vivadent) através de uma matriz de poliéster copiando a mesma forma e dimensão da parte coronária do núcleo metálico fundido. Coroas totais padronizadas com a forma do canino foram confeccionadas em liga de Ni-Cr com 7mm de altura e 1.5mm de espessura e cimentadas com fosfato de zinco. O ligamento periodontal foi simulado cobrindo as raízes com poliéter (Impregum, ESPE). Todas as raízes foram incluídas em resina acrílica e os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura em uma máquina de ensaios mecânicos, a uma velocidade de 0.5mm/min e angulação de 45° com o longo eixo. Os resultados mostraram maiores valores de resistência à fratura (N) no grupo C em comparação ao grupo A e B, que foram estatisticamente semelhantes. Em relação ao modo de fracasso, todos os dentes restaurados com os pinos de fibra foram classificados como reparáveis. Sete entre 10 espécimes com pinos fundidos tiveram fracassos não-reparáveis. Os autores concluíram neste estudo que as raízes que receberam pinos fundidos tiveram resistência à fratura duas vezes maior que dentes restaurados com pinos de fibras, mas a maioria das fraturas não permitiu a preservação dos dentes. As raízes restauradas com pinos de fibra fracassaram com uma força compressiva comparável às condições clínicas, com fraturas radiculares reparáveis.

## 2.4 Análise de distribuição de tensões

Em 1989, [Hunter et al.](#)<sup>54</sup> avaliaram o efeito do preparo do conduto radicular para receber pinos intra-radulares, e destes pinos em relação ao estresse gerado na região cervical e apical de modelos de dentes simulados de um incisivo central superior intacto. Os espécimes

foram submetidos à análise fotoelástica e assim observaram que o alargamento do conduto aumentou o estresse cervical, enquanto a inserção do pino diminuía este estresse, e viram que o comprimento foi mais importante na obtenção de um menor estresse do que o diâmetro. Ainda afirmaram que a colocação do pino além dos dois terços do comprimento da raiz não diminui o estresse cervical, mas, normalmente aumentava o estresse gerado na região apical. Também viram que o aumento do comprimento além dos dois terços do comprimento da raiz não resultou em um aumento da retenção. A remoção de estrutura dentinária interna durante terapia endodôntica é acompanhada por um aumento proporcional de tensões à área cervical, particularmente sobre o lado da tensão. Amplificação mínima do canal radicular para um pino de tamanho moderado não debilita substancialmente o dente. Se uma amplificação considerável do canal radicular acontecer, um pino com diâmetro e comprimento moderados reforçam substancialmente o dente. Pinos curtos, médios e de diâmetro largo deveriam ser evitados por causa de altas concentrações de tensão à região cervical. Reforço com pino em dentes despulpados, intactos com canais radiculares alargados de modo conservador são desnecessários.

Em 2001, [Yang et al.](#)<sup>114</sup> realizaram um trabalho construindo um modelo de elemento finito bi-dimensional de acordo com a dimensão vestibulo-lingual de secção transversal de um incisivo central superior, um núcleo metálico fundido, uma coroa metalo-cerâmica, e estruturas de suporte. Tinham o objetivo de investigar a influência de tensões oclusais nas várias formas, diâmetros e comprimentos de núcleos metálicos fundidos. Foram construídos 6 modelos para esta análise: 1 – Modelo STAN (padrão), apresentando coroa metalo-cerâmica, um pino paralelo fundido de ouro e núcleo (12mm de comprimento, 1.5mm de diâmetro) e 3.5mm de selamento apical de guta-percha. A espessura média da camada do cimento de fosfato de zinco, ligamento periodontal, e osso

cortical foram de 60 $\mu$ m, 0.3mm, e 0.4mm, respectivamente; 2 - Modelo NOPC (controle positivo), dente tratado endodonticamente com uma coroa metalo-cerâmica (NOPC); 3 – Modelo NCPC (controle negativo), dente tratado endodonticamente sem uma coroa metalo-cerâmica; 4 – Modelo NARR (experimental), apresentava as mesmas características do STAN, mas com diâmetro do pino fundido de 1mm; 5 – Modelo SHORT (experimental), apresentava as mesmas características do STAN, mas com comprimento do pino fundido de 4mm; 6 – Modelo TAPER (experimental), pinos fundidos cônicos de 12mm de comprimento e 0.5 – 3.3mm de diâmetro. Os modelos experimentais e os controles receberam uma carga de 10kg aplicada à coroa como se segue: carga vertical na extremidade incisal (L1), carga horizontal na superfície labial (L2), e carga oblíqua de 20 graus na superfície lingual (L3). Os resultados mostraram que: 1 - a magnitude da deflexão e pico de estresse gerado na reconstrução dentária com carga horizontal foi 2 vezes maior que com carregamento vertical; 2 - a magnitude do pico de estresse dentinário observada em NOPC foi 17% a 48% maior que o modelo STAN de acordo com a direção de carga; 3 – modelos de pinos STAN e NARR produziram semelhante magnitude e padrão de distribuição de estresse; 4 - com carregamento horizontal, o modelo SHORT produziu a maior tensão dentinária; o TAPER mostrou o maiores estresses na camada de cimento; 5 - a direção de aplicação da carga tem um maior efeito que o desenho do pino sobre o estresse máximo e deslocamento. Concluíram que o pino fundido e o núcleo provêm pequeno reforço do remanescente dentário. Pinos paralelos e núcleos com maior comprimento distribuíram uniformemente o estresse na restauração e dentina, resultando na diminuição do estresse.

Pierrisnard et al.<sup>89</sup> (2002), através da análise de elemento finito, compararam o efeito de diferentes métodos de reconstrução corono-radicular na transmissão de estresse para os tecidos dentais.

Simularam as condições de uso do NMF (Ni-Cr), pino fundido de Ni-Cr associado com núcleo de resina composta, pino de fibra de carbono associado com núcleo de resina composta e restaurações sem pino, na presença e na ausência de uma férula. Cada modelo simulado recebeu ainda uma coroa total de Ni-Cr e aplicação de carga a 30°, com uma intensidade constante de 100N. Os ensaios mostraram maior concentração de estresse na região cervical, independentemente do modelo. A ausência da férula cervical mostrou ser um fator negativo, dando origem a níveis de estresse consideravelmente maiores, aumentando o risco de fratura. Não obstante, a presença de uma férula periférica parecia anular o estresse gerado pelo material intra-radicular, ou seja, o tipo de material para reconstrução não teve nenhum impacto no nível de tensão cervical. Observaram que, na presença de um pino intra-radicular, os níveis de estresse cervicais foram menores que na sua ausência.

Oliveira<sup>84</sup> (2002) analisou a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular de um incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares, através dos métodos de fotoelasticidade e elementos finitos. Avaliou pinos intra-radulares de fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido (liga de Cu-Al), e um dente hígido foi utilizado como controle. A simulação foi feita em um modelo bidimensional aplicando carga de 100N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram diferença significativa na distribuição de tensões entre os sistemas intra-radulares, sendo que os pinos de zircônia, aço inoxidável, titânio e metálico fundido promoveram uma alta concentração de tensões na região do conduto radicular ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme ao longo de toda a superfície radicular, sem áreas de concentrações de tensões.

Concluiu que os pinos de fibra atendem de maneira mais satisfatória aos requisitos necessários para proporcionarem um comportamento mais semelhante à estrutura dental. A compatibilidade entre as propriedades mecânicas encontradas nestes sistemas e a dentina radicular, proporcionam um comportamento biomimético, diminuindo os riscos de falha ou fratura radicular.

[Albuquerque et al.](#)<sup>5</sup> (2003) através do método de ensaio de elemento finito analisou a distribuição de tensões sobre um incisivo central tratado endodonticamente restaurado com pinos intra-radulares. Para tanto compararam 3 formas de pino (cônico, cilíndrico e cilíndrico em 2 estágios) confeccionado com três diferentes materiais: aço inoxidável, titânio e fibra de carbono. Foi simulada a aplicação de uma carga de 100N à 45° em relação ao longo eixo do dente e os resultados indicaram que o uso de pinos intra-radulares modifica substancialmente a distribuição de estresse de um incisivo central superior originalmente saudável. As forças de tração se concentraram na interface dentina/pino do lado palatino do terço cervical da raiz. Formas dos pinos tiveram pouco impacto nas concentrações de estresse, enquanto que os tipos do material do pino introduziram maiores variações. Pinos de aço inoxidável apresentaram o nível mais alto de concentração de estresse, seguido por pino de titânio e carbono. Desta forma, sugerem os autores que a seleção dos pinos não é guiada somente pela forma mais adequada, mas principalmente por um material mais favorável que resulte em melhor prognóstico para dentes tratados endodonticamente.

Com o objetivo de avaliar as tensões geradas com o uso de pinos intra-radulares, [Asmussen et al.](#)<sup>8</sup> (2005) realizaram um estudo através do ensaio de elemento finito. Para tanto, simularam o comportamento da cimentação do pino de fibra de vidro, titânio ou zircônio em um ambiente virtual com a presença da dentina, ligamento

periodontal, osso cortical e trabecular, gengiva, guta-percha, núcleo de preenchimento em resina composta e uma coroa de liga de ouro. As variáveis estudadas foram a influência do material, forma (cônica ou paralela), tipo de cimentação (adesiva ou convencional), módulo de elasticidade (variando de 20 a 320 GPa), diâmetro (entre 1.0 a 2.2mm) e comprimento (entre 6 a 10mm) dos pinos intra-radulares. Concluíram que retenções intra-radulares adesivas e paralelas resultaram em menores tensões na dentina que as não adesivas e cônicas; os estresses gerados no conduto radicular foram minimizados com o aumento do diâmetro e do módulo de elasticidade dos retentores intra-radulares adesivos e a diminuição do comprimento do pino aumentou as tensões na dentina.

Yoldas et al.<sup>116</sup> (2005), realizaram um trabalho em raízes artificialmente criadas com o objetivo de avaliar a transferência de estresse de diferentes pinos intra-radulares e sistemas de núcleo à parte cervical dos canais radiculares debilitados. Para tanto, confeccionaram 21 raízes artificiais de resina acrílica com 16mm de comprimento, sendo que os 11mm iniciais foram preparados para receberem um pino intra-radicular, com 1mm de espessura de parede radicular remanescente para simular uma raiz debilitada. Os espécimes foram divididos em 3 grupos (n=7): G1 – NMF (Ni-Cr) cimentado com cimento resinoso (Panavia F), conforme as instruções do fabricante; G2 – reforço do conduto radicular com resina composta (Filtek Z250 3M) fotopolimerizado com auxílio de um pino plástico (Luminex nº3), por 60s. Seguido de confecção de um núcleo fundido e cimentado semelhantemente ao G1; G3 – conduto reforçado semelhante ao grupo anterior e pino metálico pré-fabricado de aço inoxidável (Dentatus, nº3) cimentado semelhante ao grupo 2 e núcleo de preenchimento confeccionado em resina composta. Tanto o núcleo de preenchimento de resina como o NMF foram expostos 5mm sobre o canal radicular simulado. Os corpos de prova receberam na sua parte cervical

um dispositivo para medir a tensão nesta região e foram submetidos a forças compressivas numa angulação de 45° com o longo eixo do dente numa velocidade constante de 1mm/min até a atingir 100N. Os medidores de tensão foram colocados exatamente na direção oposta à da força aplicada e os valores de tensão foram conectadas a um módulo de aquisição de dados para medir e registrar suas alterações. Os resultados mostraram que quando a resina composta foi usada para reforçar os canais radiculares simulados (G2 – 2229.28 e G3 – 1752.85), os valores de tensão foram estatisticamente mais baixos que no grupo de núcleos fundidos sem reforço de resina (G1 – 3689.28) ( $P < 0.001$ ). Houve também uma diferença estatisticamente significativa entre grupos reforçados pela resina composta (grupos 2 e 3) ( $P < 0.001$ ). Nestes grupos, os valores de tensão do G3 foram estatisticamente mais baixos que no G2. Concluíram que o uso de núcleo fundido sem reforço radicular de resina composta deveria ser evitado em estrutura radicular comprometida. Pinos metálicos pré-fabricados associados ao reforço radicular com resina composta e núcleo de preenchimento em resina composta produziram as mais baixas tensões que no grupo de núcleo fundido e reforço radicular com resina composta.

Em 2006, [Li et al.](#)<sup>64</sup> realizaram um estudo em modelo de elemento finito tridimensional com o objetivo de analisar a distribuição de tensões em raízes debilitadas restauradas com diferentes cimentos em combinação com pinos de liga de titânio (ParaPost System, Whaledent, EUA) sob uma carga mastigatória. Utilizaram um modelo padrão de um incisivo central superior de 23mm de comprimento das quais 11.2mm correspondendo à coroa e 11.8mm à raiz. A parede do canal radicular foi debilitada a fim de obter uma espessura de 1mm de remanescente no terço cervical. O conduto recebeu um pino de 8mm de comprimento e 1.5mm de diâmetro. Os cimentos simulados foram Superbond C&B (Sun Medical CO., Japão), cimento de ionômero de vidro (Promedica,

Alemanha), cimento de poliacarboxilato de zinco (SHOFU Inc., Japão), Panavia F (Kuraray, Japão), e cimento de fosfato de zinco (Dental Materials Factory, Shanghai Medical Instruments Co., China), sendo que as espessuras do cimento variaram de 0.04 a 1.4mm. Em todos os casos, carga de 100N foi aplicada na junção entre o terço superior e terço médio da superfície palatal da coroa a um ângulo de 45° com o eixo longitudinal do dente. Os resultados mostraram que ocorre uma concentração de estresse na dentina vestibular e lingual da superfície externa da parte superior da raiz que foi independente dos cimentos utilizados, sendo que o pico máximo de estresse foi localizado na parte lingual. Quando pino de liga de titânio foi cimentado com Superbond C&B (módulo de elasticidade: 1.8 GPa), o valor de estresse na dentina alcançou seu máximo (Von Mises: 24.51 MPa). Comparativamente, um valor menor de estresse na dentina foi obtido quando cimentado com Panavia F (módulo de elasticidade: 18.3 GPa) e cimento de fosfato de zinco (módulo de elasticidade: 22.4 GPa). Nenhuma diferença no valor do estresse foi observada quando cimentado com Panavia F ou cimento de fosfato de zinco. Em relação ao estresse na camada de cimento este aumentou com o aumento do módulo de elasticidade do mesmo, entre os quais o Superbond C&B teve o menor valor de estresse, enquanto que o fosfato de zinco teve o maior valor de estresse. Concluíram que usando o modelo de elemento finito 3-D, o módulo de elasticidade foi um dos parâmetros importantes para avaliar as propriedades dos cimentos e a sua influência na redistribuição das tensões nas restaurações. Dentro das limitações deste estudo, o cimento com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina poderia reforçar a raiz debilitada e reduzir a tensão na dentina sendo, assim, a melhor escolha para a restauração dessas raízes.

### ***3 PROPOSIÇÃO***

---

### **3 PROPOSIÇÃO**

A revisão de literatura mostrou que não há um consenso em relação ao tratamento restaurador de uma raiz debilitada. Desta forma, a presente pesquisa teve como objetivo:

1. Avaliar a resistência à fratura de raízes debilitadas que receberam diferentes tratamentos restauradores intra-radiculares, tendo como parâmetro a resistência à fratura de uma raiz íntegra;
2. Analisar e classificar o padrão de fratura radicular ou fracasso dos procedimentos restauradores em reparável ou irreparável.

Para isso, estabeleceram-se as seguintes hipóteses nulas:

1. O remanescente da parede radicular não influencia a resistência mecânica das raízes;
2. Os diferentes tratamentos restauradores intra-radiculares não alteram a resistência mecânica das raízes debilitadas.

## ***4 MATERIAL E MÉTODO***

---

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Para a realização desta pesquisa utilizaram-se os materiais descritos na Tabela 1. As composições, modo de polimerização, método de condicionamento, número de lote e seus respectivos fabricantes encontram-se na seção de anexos, Anexo 1 - Quadro A1 e Anexo 2 – Quadro A2.

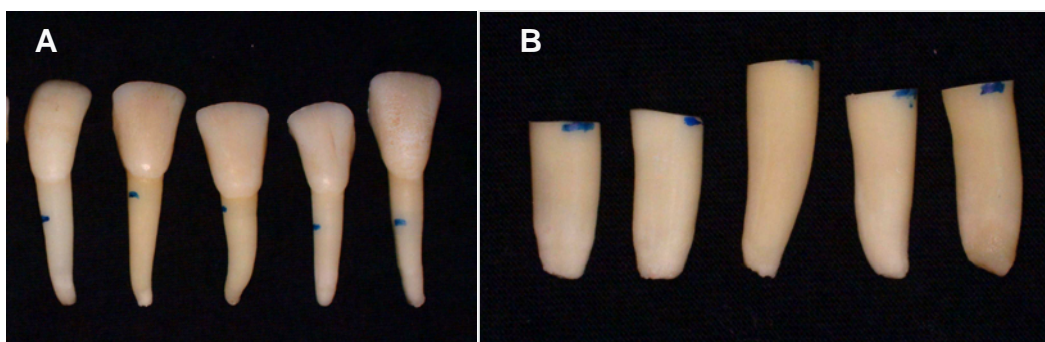
Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa

<b>Material</b>	<b>Nome comercial</b>	<b>Fabricante</b>
Liga metálica de Ni-Cr	Fit Cast – V	Talladium do Brasil
Cimento resinoso dual	Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Cimento resinoso autopolimerizável	Multilink	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Cimento resinoso auto-adesivo dual	RelyX Unicem	3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil
Cimento de ionômero de vidro modificado por resina	Vitremer	3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil
Resina composta microhíbrida fotopolimerizável	Tetric Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Pino de fibra de vidro n.03	Reforpost	Ângelus, Londrina, PR, Brasil
Cimento de Fosfato de zinco (claro)	Cimento de Zinco	SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Pino de plástico fototransmissor nº 5	Luminex System	Dentatus Ltda, New York, NY, USA
Sistema adesivo dual	Excite DSC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Sistema adesivo de 3 passos	Scotchbond Multi-Use Plus	3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil
Sistema adesivo auto-condicionante, autopolimerizável	Multilink Primer A&B	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Silano	Monobond-S	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

## 4.2 Seleção dos dentes, limpeza e armazenamento

Para a realização deste trabalho foram selecionados 120 dentes bovinos, incisivos inferiores, livres de cárie ou fraturas, os quais foram limpos com curetas periodontais e armazenados em solução antifúngica isotônica de cloreto de sódio a 0,9% com cristais de timol a 0,1%, em geladeira, até o momento de sua utilização. Os dentes foram obtidos junto à Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP, Bauru-SP-Brasil, no Departamento de Dentística Restauradora, Endodontia e Materiais Dentários. As raízes com diâmetros entre 7.00 a 7.25mm no sentido vestibulo-lingual foram pré-selecionadas, através de um paquímetro digital (NSK, Max-cal, Kyogo, Japão). Neste limite as dimensões mesio-distais deveriam estar entre  $6.0 \pm 0.25\text{mm}$ , com um comprimento radicular mínimo de 14mm, sentido ápice-coroa, sem atingir o limite cemento-esmalte (Figura 1A). Além das dimensões vestibulo-linguais e mesio-distais, foram utilizados como critérios de exclusão a presença do ápice radicular excessivamente aberto, curvatura acentuada e grande diâmetro do canal radicular. Neste último item foram excluídas as raízes nas quais a broca “pré-modeladora” (Largo nº5, Reforpost, Ângelus, Brasil), fornecida pelo fabricante dos pinos, entrava passivamente na abertura do canal radicular.

A porção coronária e parte da raiz de cada dente selecionado foram seccionadas no limite desta dimensão vestibulo-lingual pré-determinada. Para este propósito foi utilizado um disco diamantado dupla-face (KG Sorensen, Brasil) acoplado a uma peça reta, operando em baixa rotação (Kavo, Brasil), sob constante refrigeração à água. Nestas condições, todas as raízes selecionadas apresentaram um comprimento entre 14 a 18mm (Figura 1B). Antes da execução do experimento, os dentes foram armazenados em água destilada, com quatro trocas da solução dentro de 48h para remover o desinfetante <sup>21</sup>.



**FIGURA 1** – (A) Dentes bovinos selecionados de acordo com a dimensão vestibulo/lingual e méso/distal. (B) Raízes seccionadas apresentando comprimento entre 14 a 18mm, dimensão V/L entre 7.00 a 7.25mm e M/D entre  $6.0 \pm 0.25$ mm.

### 4.3 Tratamento endodôntico

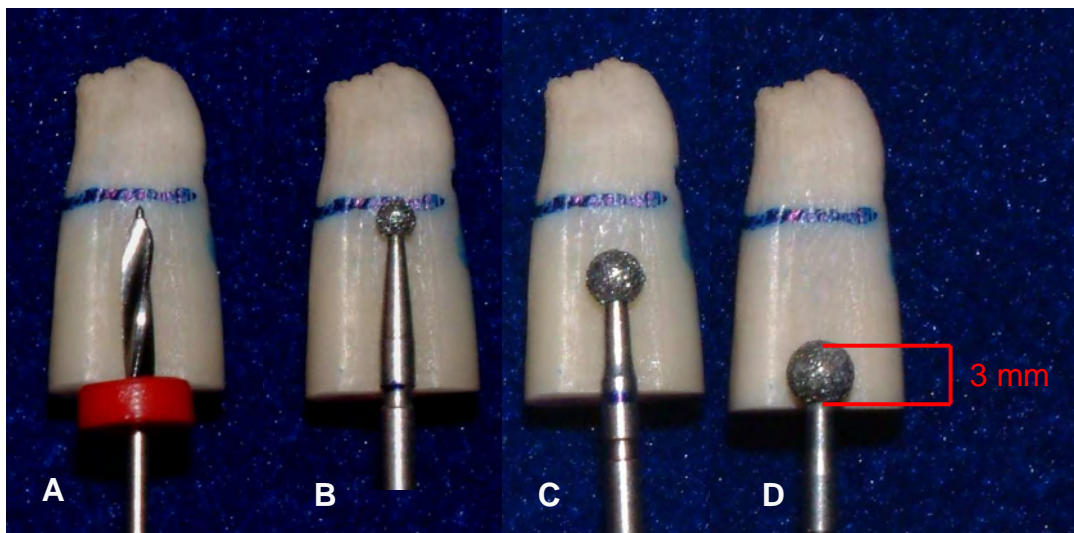
Todos os espécimes foram preparados por um mesmo profissional em um procedimento padronizado. Para a obtenção dos corpos-de-prova, inicialmente foi realizado o tratamento endodôntico dos canais radiculares, cujo comprimento de trabalho foi estabelecido a 1mm aquém do ápice radicular. Por causa do comprimento das raízes que variaram de 14 a 18mm, no mínimo os 5.0mm apicais do canal radicular permaneceram preenchidos com guta-percha. Assim, o preparo biomecânico dos mesmos foi realizado com limas endodônticas do tipo Kerr (Maillefer/ Dentsply, Suíça) da 2ª série, em seqüência crescente, pela técnica escalonada, associada à irrigação com hipoclorito de sódio a 1,0% até a lima de nº80, inundados com solução de ácido etileno-diamino-tetraacético - EDTA (OdaHcam, Dentsply, Brasil), durante 3 minutos, para remoção da *smear layer*, seguida pela irrigação final com água destilada. Os canais foram secos com pontas de papel absorventes (Dentsply, Brasil) e obturados pela técnica termoplástica, com guta-percha, associado ao cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Brasil), cuja composição química é à base de hidróxido de cálcio. Os espécimes foram

então armazenados em água destilada, com um tampão de 3mm de cimento de ionômero de vidro (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil) na porção cervical, para não ocorrer contaminação do conduto radicular. Após 14 dias de armazenamento em água destilada a 37°C, o tampão de CIV foi removido e os condutos foram parcialmente desobturados. A remoção da guta-percha do conduto foi feita até a profundidade de 8mm, com brocas Gates Glidden nº 3 e 4 (Dentsply – Maillefer, Suíça) e instrumentos aquecidos. A seguir verificou-se, por meio de paquímetro digital, a espessura do remanescente da parede radicular, que deveria estar entre 2.0 a 2.5mm no terço cervical, que caracterizou o grupo das raízes não debilitadas (íntegras).

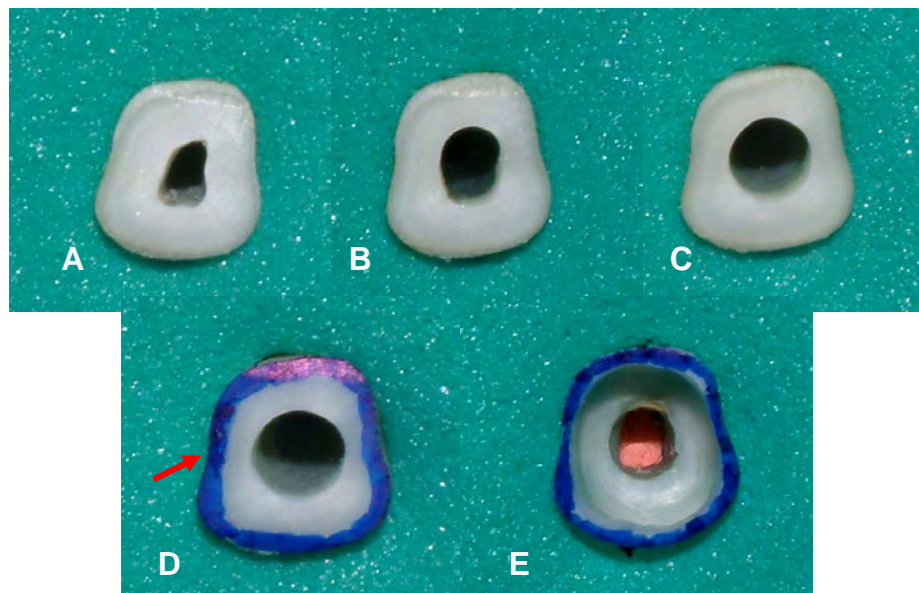
#### **4.4 Preparo intra-radicular para simular raízes debilitadas**

Dos 120 dentes, 90 foram selecionados aleatoriamente para sofrerem um desgaste adicional das paredes do canal radicular, a fim de simular uma raiz debilitada de paredes radiculares finas. Inicialmente, a remoção da guta-percha do conduto foi feita até uma profundidade de 8mm, com brocas Gates Glidden (Dentsply – Maillefer, Suíça), de forma semelhante às raízes não debilitadas. Em seguida, uma broca “pré-modeladora” fornecida pelo fabricante, correspondente ao pino de fibra de vidro selecionado (nº3), broca de Largo nº5, foi utilizada para preparo e calibração do canal radicular (1,5mm de diâmetro, Reforpost, Ângelus, Brasil) (Figura 2A e 3A). Este preparo foi realizado em baixa rotação sob refrigeração, fazendo com que o anel limitador de profundidade coincida com a cervical da superfície da raiz, até uma profundidade também de 8mm. Na seqüência uma ponta esférica diamantada nº1016 (KG Sorensen, Brasil, 1.8mm de diâmetro), em alta velocidade, sob constante refrigeração à água, foi usada no canal a uma profundidade de 8mm (Figura 2B e 3B). Então, com uma ponta diamantada 3017HL (KG Sorensen, Brasil, 2.5mm de diâmetro) foi executado o desgaste do terço

médio, alcançando uma profundidade de 5mm (Figura 2C e 3C). Finalmente, com uma ponta diamantada n. 3018HL (KG Sorensen, Brasil, 3mm de diâmetro), o terço cervical do canal foi preparado a uma profundidade de 3mm (Figura 2D). Nesta etapa, o desgaste foi conduzido de tal forma a padronizar a espessura do remanescente da parede radicular entre 0.50 a 0.75mm (Figura 3E). Isso foi possível devido à utilização de uma caneta marcadora permanente de ponta fina (CD Marker, Faber-Castell) que delimitou a margem periférica do remanescente da parede radicular (Figura 3D). A broca 3018HL foi utilizada até tocar esta margem e, após isso, a espessura foi checada com um paquímetro digital.



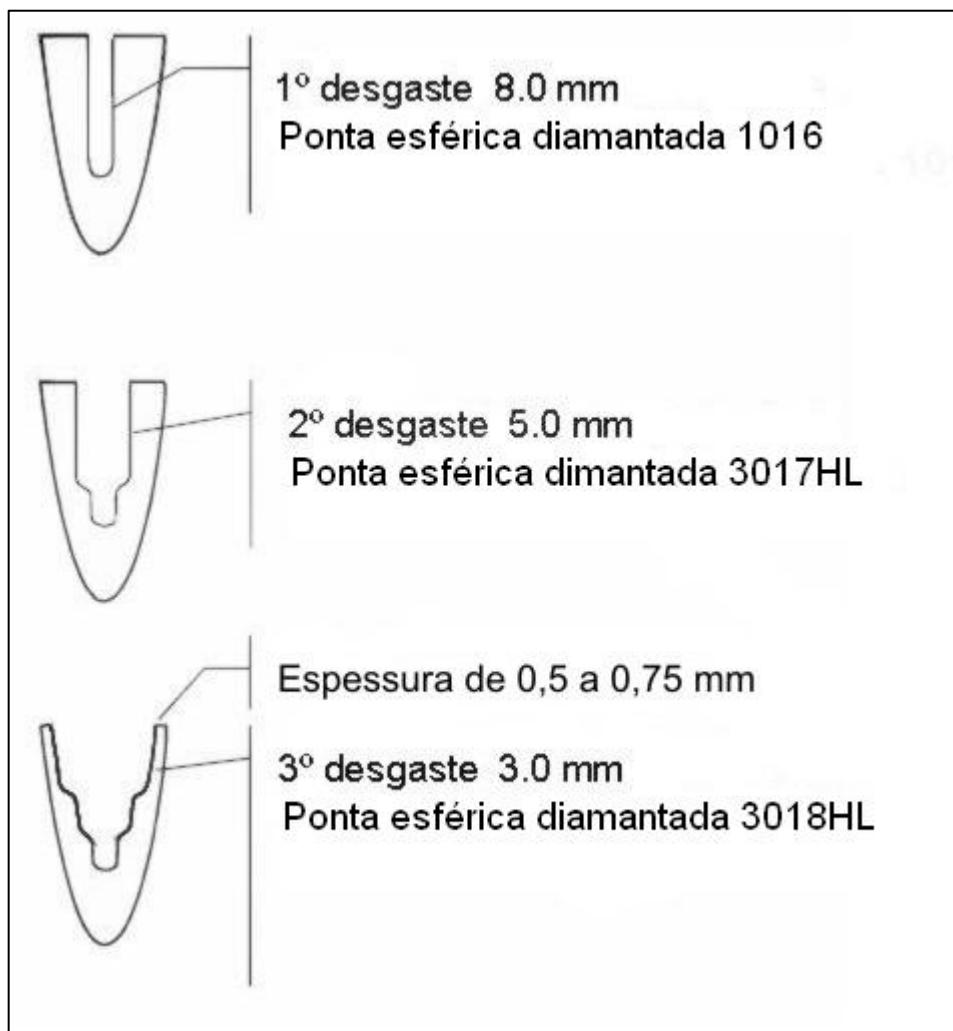
**FIGURA 2** – (A) Representação da profundidade desgastada – 8mm, com broca de largo nº5. (B) Ponta diamantada esférica nº1016 utilizada no primeiro desgaste até a profundidade de 8mm. (C) Ponta diamantada esférica nº3017 HL até a profundidade de 5mm. (D) Ponta diamantada esférica nº3018 HL até a profundidade de 3mm.



**FIGURA 3** – Visualização da seqüência de desgaste da parede radicular: (A) Após uso da broca de Largo nº5. (B) Após uso da ponta nº1016. (C) Após uso da ponta nº3017 HL. (D) Demarcação do remanescente da parede radicular. (E) Após uso da ponta 3018 HL.

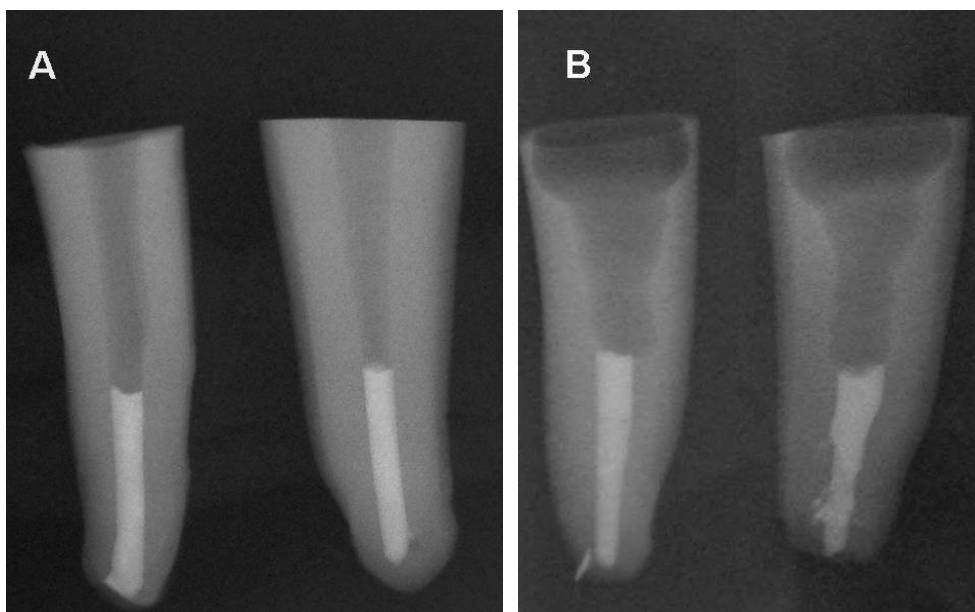
A profundidade de penetração das pontas diamantadas foi controlada através de marcações em suas hastes e também por sonda periodontal, exceto no desgaste com a ponta 3018 HL cujo diâmetro da ponta coincidiu com a profundidade de desgaste. O diagrama do preparo intra-radicular para simular uma raiz debilitada é demonstrado na Figura 4.

Concluída essa fase, as raízes foram irrigadas com água destilada. A água foi removida através de uma cânula de sucção e o canal foi seco com jato de ar e cones de papel absorvente, utilizados até que o último cone retornasse seco. Em seguida, as raízes foram novamente avaliadas com uma lupa de aumento (4X, Bio-Art, Brasil) para verificar possíveis fraturas ou fissuras após estas intervenções.



**FIGURA 4** – Diagrama do preparo intra-radicular para simular uma raiz debilitada. (adaptado de Marchi et al.<sup>74</sup>)

Os espécimes assim obtidos foram radiografados para conferir as espessuras mencionadas (Figura 5).



**FIGURA 5** – Aspecto radiográfico: (A) da raiz íntegra e (B) da raiz debilitada.

#### 4.5 Constituição dos grupos

Os 30 espécimes com raízes íntegras foram aleatoriamente divididos em dois grupos (n=15), de acordo com o sistema intra-radicular. Os 90 espécimes com raízes debilitadas foram aleatoriamente divididos em 6 grupos de acordo com os materiais restauradores intra-radiculares (n=15):

##### **Constituição dos grupos das raízes íntegras:**

**Grupo NMF-RI (n=15):** raiz íntegra restaurada com núcleo metálico fundido de Ni-Cr e cimento de fosfato de zinco (SS White);

**Grupo Vario-RI (n=15):** raiz íntegra restaurada com pino fibra de vidro (Reforpost, Ângelus), cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent).

**Constituição dos grupos das raízes debilitadas:**

**Grupo NMF-RD** (n=15): raiz debilitada restaurada com núcleo metálico fundido de Ni-Cr e cimento de fosfato de zinco (SS White);

**Grupo Vario-RD** (n=15): raiz debilitada reconstruída pela associação de cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent), pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent);

**Grupo Tetric-RD** (n=15): raiz debilitada reconstruída pela associação de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent), pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent);

**Grupo Multi-RD** (n=15): raiz debilitada reconstruída pela associação de cimento resinoso autopolimerizável (Multilink, Ivoclar Vivadent), pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent);

**Grupo Unicem-RD** (n=15): raiz debilitada reconstruída pela associação de cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE), pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent);

**Grupo Vitre-RD** (n=15): raiz debilitada reconstruída pela associação de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M ESPE), pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) e núcleo de preenchimento de resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent);

Previamente aos procedimentos restauradores intraradiculares, o interior dos condutos foram irrigados com 10ml de solução de ácido etileno-diamino-tetra-acético – EDTA 17% (Odahtcam, Dentsply, Brasil) durante 1 minuto para remoção da *smear layer* seguida pela irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.

As técnicas de aplicação dos sistemas adesivos, agentes de cimentação, reforço radicular e cimentação dos pinos seguiram as instruções dos fabricantes e são descritas a seguir:

### **Grupo NMF-RI**

Grupo das raízes não debilitadas (Figura 6C), com remoção da guta-percha até 8mm de profundidade, onde foram executados os seguintes procedimentos:

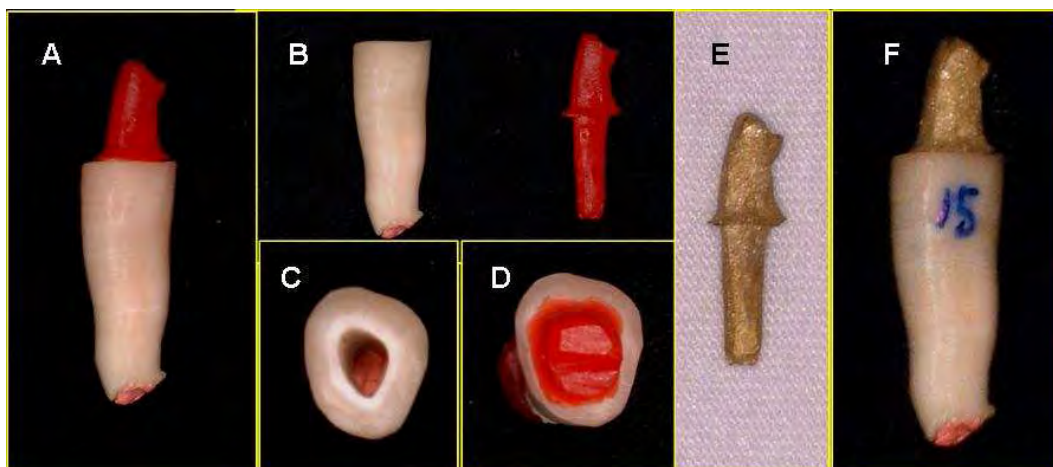
a) Preparo do núcleo metálico fundido:

- Moldagem das paredes internas do conduto radicular, previamente lubrificadas com vaselina sólida, com resina acrílica quimicamente ativada Duraley (Reliance Dental, EUA) para obtenção da porção radicular dos padrões;
- A porção coronária dos padrões do NMF também foi confeccionada em resina acrílica com 6mm de altura e 5mm de diâmetro, com preparo característico para coroa total, através de uma matriz de silicone previamente estabelecida;
- Aguardou-se a completa polimerização da resina, seguido de remoção dos excessos e acabamento dos padrões com pedras montadas (Figura 6A, 6B e 6D) ;
- Fundição dos padrões no dia seguinte, executada em um laboratório de prótese dental;

- Até o momento dos procedimentos laboratoriais, os núcleos de resina foram armazenados em recipiente fechado com algodão umedecido evitando eventuais alterações dimensionais do material;
- A fundição foi realizada através da técnica de expansão térmica, utilizando-se liga de níquel-cromo (Talladium do Brasil) e revestimento refratário aglutinado por fosfato Heat-Shock (Polidental);

b) Cimentação do núcleo metálico fundido com cimento de fosfato de zinco:

- O núcleo metálico fundido convencional (Figura 6E) foi inserido no canal para verificação da sua adaptação e do seu assentamento passivo, de forma a evitar a indução de tensões durante a cimentação. A adaptação dos mesmos nas respectivas raízes foi aferida visualmente;
- Limpeza do conduto radicular com 10ml de EDTA 17% (OdaHcam, Dentsply, Brasil) durante 1 minuto para remoção da *smear layer* seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.
- Dosagem do pó e líquido do cimento de fosfato de zinco e manipulação com espátula metálica nº24 sobre uma placa de vidro, durante 90s;
- Aplicação do cimento no canal com broca Lentulo nº40 (Dentsply Maillefer, Suíça) e na porção radicular do pino fundido, com uma espátula;
- Inserção do pino com suave pressão, para permitir adequado extravasamento coronal do excesso e estabilização, sob pressão manual por 4 minutos, até a reação inicial do cimento (Figura 6F);
- Remoção do excesso de cimento e espera por 20 minutos até assegurarem a reação do cimento<sup>77</sup>.



**FIGURA 6** – Sequência de procedimentos do grupo NMF-RI: (A) Vista proximal do padrão de resina acrílica posicionado na raiz. (B) Padrão de resina acrílica confeccionado. (C) Aspecto por incisal da raiz não debilitada. (D) Aspecto por incisal do padrão de resina acrílica. (E) Núcleo metálico fundido. (F) Após cimentação do núcleo metálico fundido.

### Grupo Vario-RI

Grupo das raízes não debilitadas preparadas geometricamente com a broca Largo nº5, com 8mm de profundidade e 1.5mm de diâmetro (Figura 7A). Estes foram preparados para receber pinos pré-fabricados de fibra de vidro nº3, paralelos, serrilhados, de 1,5mm de diâmetro (Reforpost, Ângelus, Brasil), que foram utilizados seguindo as instruções do fabricante (Figura 7B). Os pinos foram inseridos no canal para verificar seu assentamento passivo, de forma a evitar indução de tensões durante a cimentação. Deste modo, o diâmetro e a profundidade do preparo foram definidos em função do tamanho dos pinos selecionados e das brocas apresentadas para este sistema.

Os seguintes procedimentos foram realizados para a cimentação dos pinos deste grupo:

a) tratamento da superfície do pino:

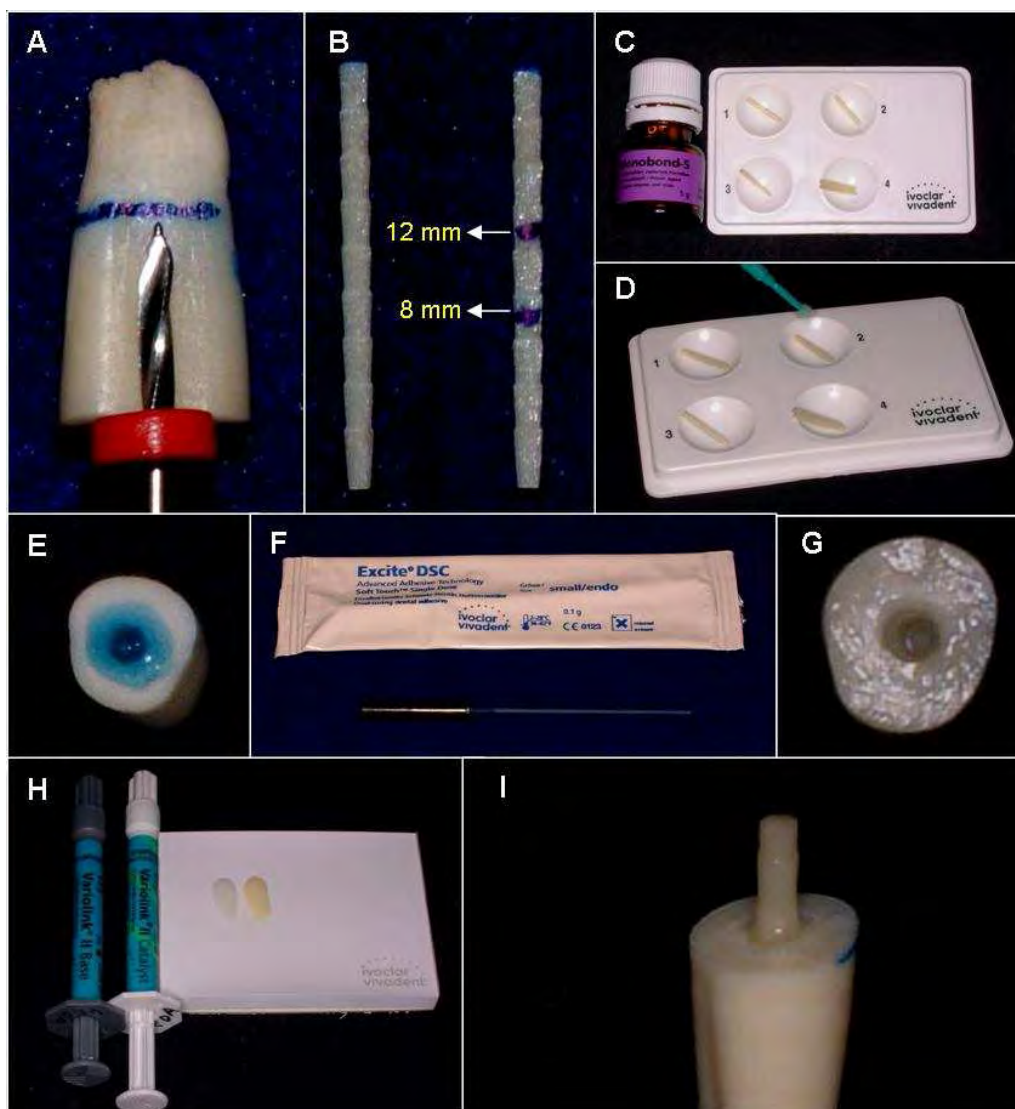
- Limpeza com álcool;
- Aplicação de uma camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar Vivadent), por 60s, à temperatura ambiente (Figura 7C). O Monobond-S contém 3-Metacriloxi-Propil-Trimetoxi-Silano (MPTS) como o silano efetivo (1% em peso), em uma solução de etanol (52% em peso) e água destilada (47% em peso), com pH de 4<sup>44</sup>;
- Secagem com leves jatos de ar;
- Aplicação ativa de uma camada de adesivo dual Excite DSC (Ivoclar Vivadent) com aplicadores descartáveis (pincel *microbrush*) do próprio sistema (Figura 7D), por 10s, e remoção de excessos com ligeiro jato de ar<sup>10</sup>.

b) tratamento do canal radicular com o sistema adesivo Excite DSC (Ivoclar Vivadent):

- Limpeza do conduto radicular com 10 ml de EDTA 17% (Odahcam, Dentsply, Brasil), durante 1 minuto, para remoção da *smear layer* seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.
- Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico em gel 37% (Total-Etch, Ivoclar-Vivadent), por 15s (Figura 7E), introduzido no canal através de uma agulha da própria seringa do ácido;
- Lavagem com 10ml de água utilizando uma agulha e seringa descartável<sup>103</sup>;
- Remoção do excesso de água inicialmente com cânula aspiradora e, após, com cones de papel absorvente nº80, deixando a dentina ligeiramente úmida;
- Aplicação ativa de uma camada do adesivo dual Excite DSC small/ Endo (Figura 7F) com aplicadores descartáveis (pincel *microbrush*) do próprio sistema, por 10s, remoção dos excessos com ponta de papel absorvente e leves jato de ar por 5s<sup>1,91</sup> (Figura 7G).
-

c) Cimentação do pino com o cimento resinoso dual Variolink II (Ivoclar-Vivadent):

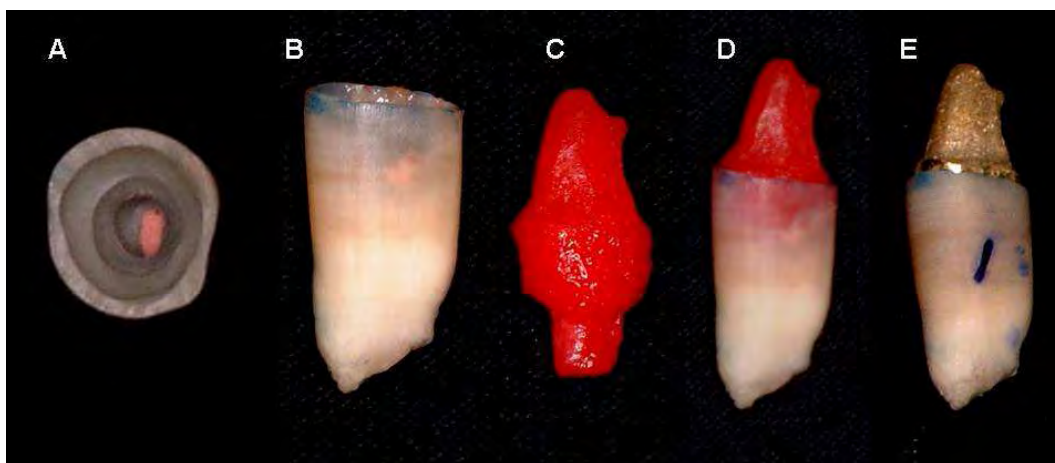
- Porções iguais da pasta base e catalisadora (Figura 7H), cor transparente, foram dispensadas e misturadas com espátula plástica sobre uma placa de vidro, durante 10s;
- Aplicação do cimento no canal com broca Lentulo nº40 (Dentsply Maillefer, Suíça), e no próprio pino com espátula;
- Inserção do pino com suave pressão por 10s, para permitir adequado extravasamento coronal do cimento e remoção do excesso;
- Fotopolimerização do cimento (Ultralux - Dabi Atlante, Brasil, com intensidade de luz de 450 mW/cm<sup>2</sup>). O sistema Variolink II é um cimento resinoso de polimerização dual e, segundo o fabricante, a fotopolimerização deve ser sempre realizada a fim de se obter máxima resistência adesiva e mecânica. Desta forma, o cimento foi fotopolimerizado nas faces vestibular e palatina, por 90s<sup>115</sup> cada, logo após a remoção do excesso totalizando 180s, buscando simular uma situação clínica (Figura 7I). Para isso, a ponta do aparelho fotopolimerizador foi posicionada formando um ângulo de 45° com a superfície do pino.



**FIGURA 7** – Seqüência de procedimentos do grupo Vario-RI: (A) Preparo do conduto com broca Largo n°5, com 8mm de profundidade. (B) Pino de fibra de vidro n°3, de 1.5mm de diâmetro (Reforpost, Ângelus, Brasil) com demarcação dos 8mm intra-radicular e 4mm da porção coronária. (C) Uso do agente silano no pino. (D) Aplicação do adesivo dual Excite DSC. (E) Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico. (F) Adesivo dual Excite DCS small/Endo utilizado no conduto radicular. (G) Aspecto após aplicação do adesivo. (H) Cimento resinoso dual proporcionado. (I) Aspecto após cimentação do pino.

### Grupo NMF-RD

Grupo das raízes debilitadas e preparadas para receber NMF de Ni-Cr. O procedimento técnico foi semelhante ao grupo NMF-RI, com a principal diferença de que o conduto a ser moldado apresentava dimensões maiores (Figura 8), tendo que se tomar um cuidado extremo durante a cimentação para não induzir fratura radicular de uma estrutura já debilitada.

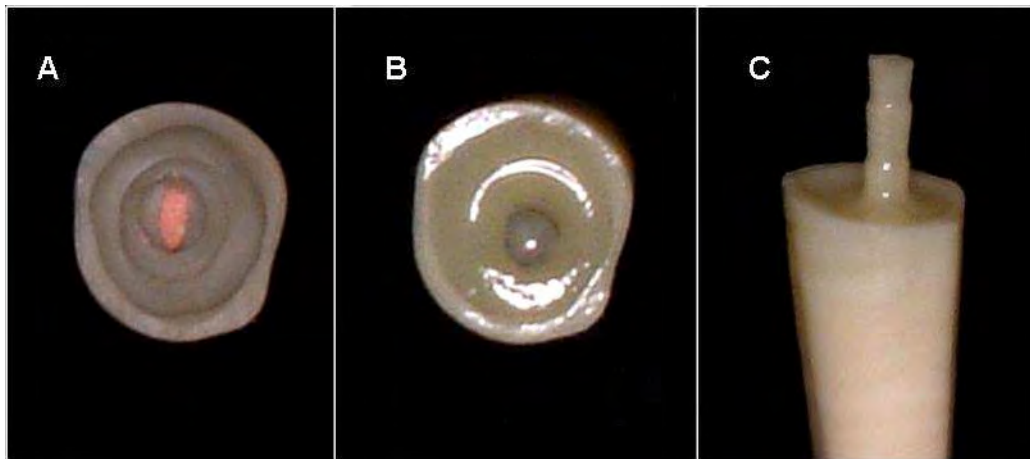


**FIGURA 8** – Seqüência de procedimentos do grupo NMF-RD: (A) Vista por incisal da raiz debilitada. (B) Vista por proximal da raiz debilitada. (C) Padrão de resina acrílica. (D) Padrão de resina acrílica posicionada na raiz. (E) Núcleo metálico fundido posicionado.

### Grupo Vario-RD:

Grupo das raízes debilitadas (Figura 9A) e preparadas para receber reforço com cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent) e pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus). Os procedimentos técnicos foram semelhantes ao grupo Vario-RI com a diferença que o espaço entre o pino e a parede da dentina radicular foi preenchido com o cimento resinoso dual (Figura 9B). Este cimento foi levado com broca Lentulo em

uma única porção, seguida da colocação imediata do pino pré-fabricado antes da polimerização do material (Figura 9C), a fim de se avaliar a efetividade da técnica em promover o reforço da raiz debilitada. Este procedimento foi feito como uma tentativa para simplificar a técnica de cimentação do pino e reforço radicular simultâneo<sup>36</sup>.



**FIGURA 9** – Reforço radicular executado no grupo Vario-RD: (A) Vista por incisal da raiz debilitada. (B) Aspecto após preenchimento da raiz com cimento resinoso e (C) Após o posicionamento do pino de fibra de vidro.

### Grupo Tetric-RD

Grupo das raízes debilitadas (Figura 10A) e preparadas para receber reforço com resina composta fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent) e posterior cimentação do pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus).

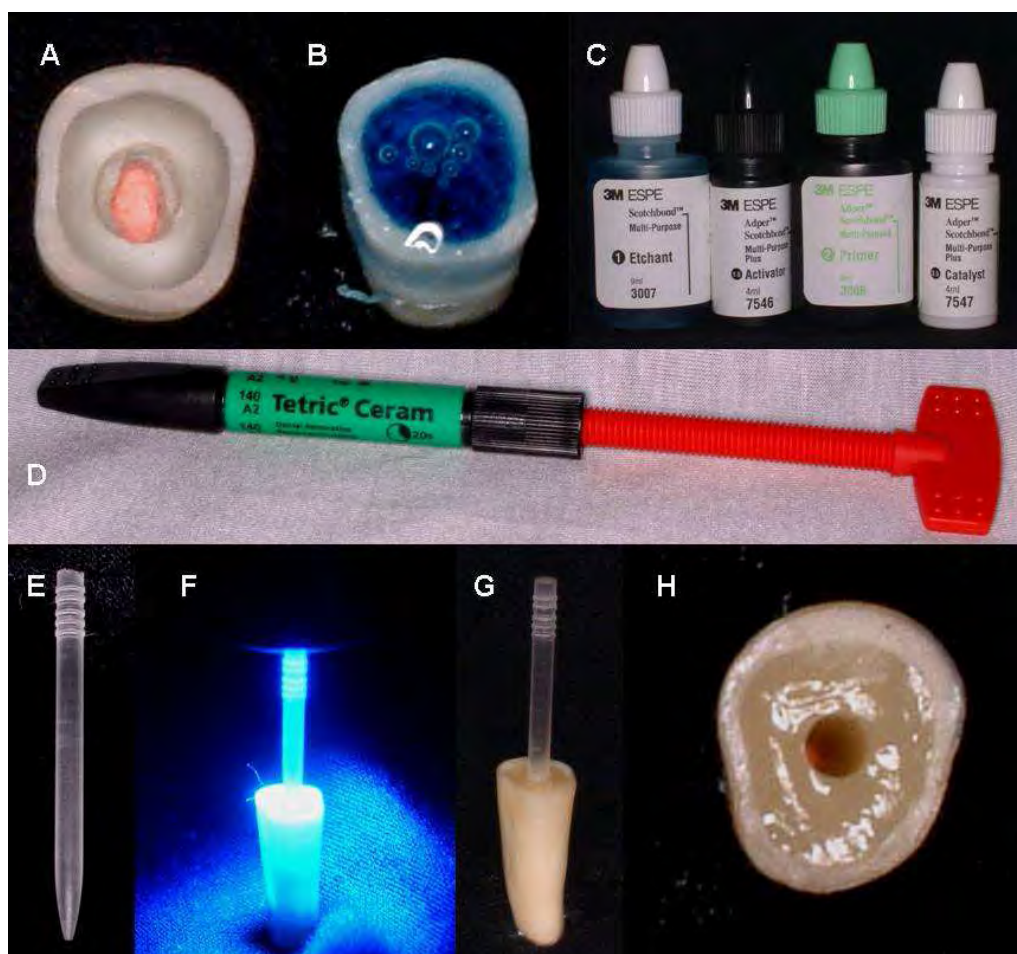
Os seguintes procedimentos foram realizados para o reforço radicular e posterior cimentação do pino de fibra de vidro:

- a) Reforço radicular com resina composta fotopolimerizável Tetric Ceram:
  - Limpeza do conduto radicular com 10 ml de EDTA 17% (Odahcam, Dentsply, Brasil) durante 1 minuto para remoção da *smear layer*

- seguida pela irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.
- Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico em gel 37% (Scotchbond Multi-Usó Plus, 3M ESPE), por 15s (Figura 10B), introduzido no canal através de uma agulha do próprio fabricante;
  - Lavagem com 10ml de água utilizando agulha e seringa descartáveis;
  - Remoção do excesso de água, inicialmente com cânula aspiradora e, após, com cones de papel absorvente nº80, deixando a dentina ligeiramente úmida;
  - Aplicação de uma única camada de ativador do sistema adesivo (Scotchbond Multi-Purpose Plus Activator 1.5; 3M ESPE – Figura 10C) na dentina do conduto radicular, usando um pincel *microbrush extrafine* (KG Sorensen, Brasil), para tornar o adesivo autopolimerizável. O excesso do ativador foi removido do substrato usando ponta de papel (Dentsply Maillefer, Suíça) e o adesivo seco com leves jatos de ar por 5s;
  - Aplicação de uma única camada de Primer (Scotchbond Multi-Purpose Plus Primer 2; 3M ESPE – Figura 10C). Remoção do excesso e secagem com leves jatos de ar, por 5s;
  - Aplicação final de uma única camada de um catalisador (Scotchbond Multi-Purpose Plus Catalisador 3.5; 3M ESPE – Figura 10C). Remoção do excesso e secagem do catalisador com suaves jatos de ar, por 5s<sup>83</sup>.
  - Preenchimento da raiz debilitada com resina composta microhíbrida fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent, – Figura 10D) aplicada no interior do conduto com auxílio de uma espátula para resina e um pingador de cera nº2 (instrumento de Peter Thomas). A inserção da resina composta foi feita pela técnica incremental, adaptando-as nas paredes do canal radicular, do terço apical para o cervical, fotopolimerizando cada camada, com auxílio

de um pino plástico fototransmissor nº5, de 1.65mm de diâmetro (sistema Luminex, Dentatus – Figura 10E), por 90s (Figura 10F e 10G).

Após o reforço radicular com a resina composta, as espessuras das paredes radiculares foram aumentadas (Figura 10H) e o conduto foi calibrado com a dimensão do pino fototransmissor à uma profundidade de 8mm. Para que o pino de fibra de vidro escolhido pudesse ser inserido sem gerar tensão, o que poderia causar fratura do material de preenchimento ou até mesmo da raiz, um leve ajuste interno foi executado sob resfriamento ar/água em baixa-rotação, com a broca de Largo nº5 do próprio sistema do pino. A cimentação do pino foi realizada de forma semelhante ao grupo Vario-RI. O cimento foi levado no conduto preparado com uma broca tipo Lentulo e o pino coberto com o mesmo antes da inserção, com uma suave pressão, permitindo adequado extravasamento coronal do cimento. Os excessos foram removidos e fotopolimerizados por 90s cada face.



**FIGURA 10** – Procedimentos realizados no grupo Tetric-RD: (A) Vista incisal da raiz debilitada. (B) Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico em gel a 37%. (C) Sistema adesivo utilizado para o tratamento do conduto radicular. (D) Resina composta utilizada para reforço radicular. (E) Pino plástico fototransmissor. (F) Aspecto durante a fotopolimerização. (G) Após a fotopolimerização. (H) Após o reforço radicular com resina composta, mostrando o aumento da espessura da parede radicular.

## Grupo Multi-RD

Grupo das raízes debilitadas (Figura 11A) e preparadas para receber reforço com cimento resinoso autopolimerizável (Figura 11B) associado ao pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus). Para tanto, foram executados os seguintes procedimentos:

a) Tratamento da superfície do pino:

- Limpeza com álcool;
- Aplicação de uma camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent), por 60s, à temperatura ambiente;
- Secagem com leves jatos de ar;
- Dosagem e mistura de uma gota do Multilink Primer A e Multilink Primer B;
- Aplicação ativa de uma camada da mistura no pino, com pincel descartável tipo *microbrush*, por 15s, e remoção de excessos com ligeiro jato de ar.

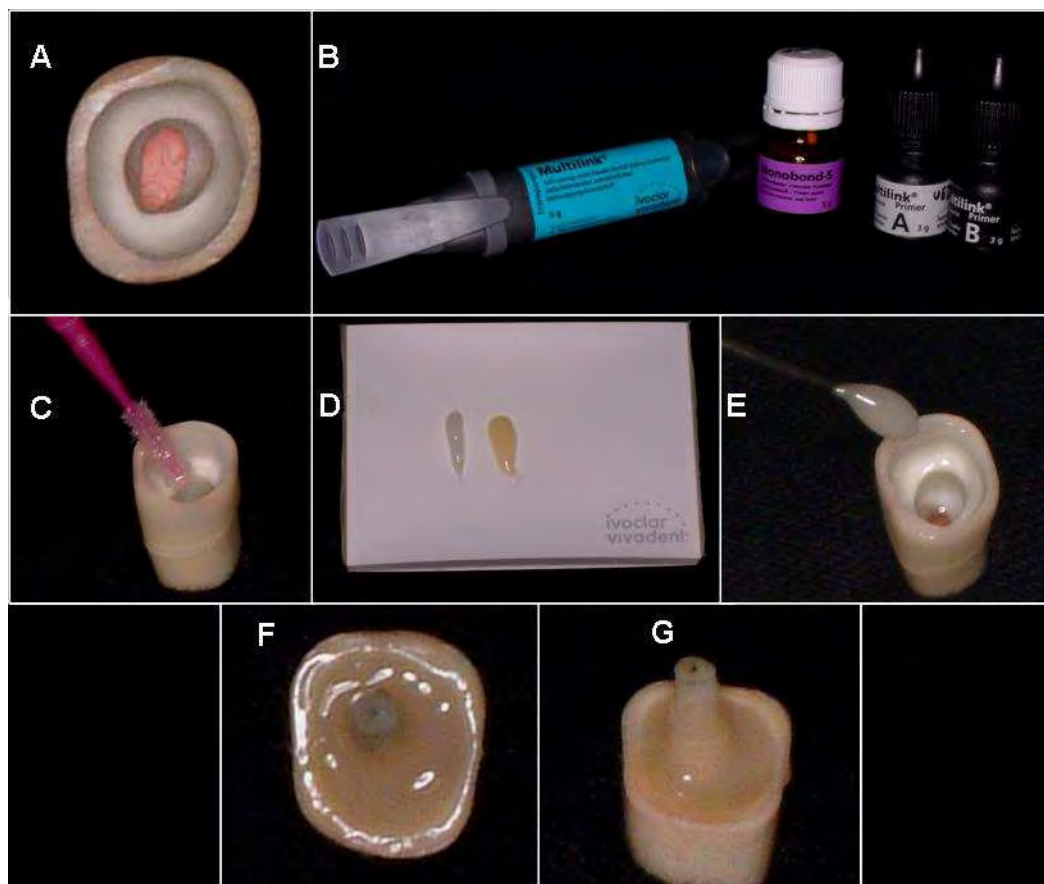
b) Tratamento do canal radicular com o sistema adesivo Multilink Primer A e B (Ivoclar-Vivadent), conforme as recomendações do fabricante:

- Limpeza do conduto radicular com 10 ml de EDTA 17% (Odahcam, Dentsply, Brasil), durante 1 minuto, para remoção da *smear layer* seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.
- Dosagem e mistura de uma gota do Multilink Primer A e Multilink Primer B;
- Aplicação ativa de uma camada da mistura no pino, com pincel descartável tipo *microbrush*, por 15s, e remoção de excessos com ligeiro jato de ar (Figura 11C).

c) Cimentação do pino com o cimento resinoso autopolimerizável Multilink (Ivoclar-Vivadent):

- Dosagem (Figura 11D) e mistura da pasta base e catalisadora (cor transparente) sobre um bloco de papel;
- Aplicação do cimento primeiro no pino e, depois, no conduto radicular (Figura 11E) com auxílio de um pingador de cera nº2 (instrumento de Peter Thomas);
- Inserção do pino no conduto radicular (Figura 11F), remoção dos excessos de cimento e espera do tempo de presa, por cerca de 180s (Figura 11G).

Conforme instrução do fabricante, não foi usada a broca Lentulo para levar o cimento no conduto radicular, uma vez que assim se procedendo poder-se-ia acelerar excessivamente o tempo da reação.



**FIGURA 11** – Procedimentos realizados no grupo Multi-RD: (A) Vista incisal da raiz debilitada. (B) Sistema do cimento resinoso autopolimerizável utilizado. (C) Aplicação do sistema adesivo Multilink Primer A&B. (D) Proporcionamento do cimento resinoso. (E) Inserção do cimento no conduto radicular. (F) Inserção do pino no conduto radicular. (G) Aspecto após 180s.

### Grupo Unicem-RD

Grupo das raízes debilitadas (Figura 12A) e preparadas para receber reforço com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE), de polimerização dual, (Figura 12B) associado ao pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus).

a) Tratamento da superfície do pino:

- Limpeza com álcool;
- Aplicação de uma camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent), por 60s, à temperatura ambiente;
- Secagem com leves jatos de ar.

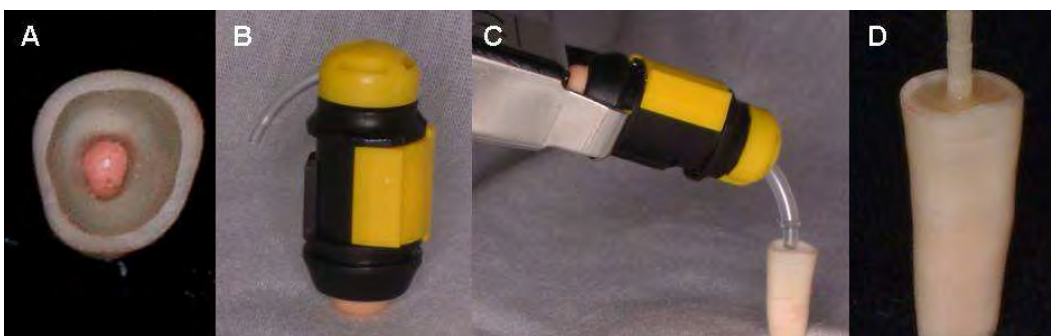
b) Preparo do canal radicular:

- Limpeza do conduto radicular com 10ml de EDTA 17% (OdaHcam, Dentsply, Brasil), durante 1min, para remoção da *smear layer*, seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secagem com cones de papel absorvente.

c) Preparo do cimento, reforço radicular e cimentação do pino:

- Ativação da cápsula: introduziu-se a cápsula Aplicap no ativador Aplicap (3M). Abaixou-se completamente a alavanca do ativador e manteve-a pressionada durante 2-4s;
- Mistura: misturou-se a cápsula do RelyX Unicem Aplicap em um amalgamador por 15s;
- Aplicação: depois da mistura, introduziu-se a cápsula no aplicador Aplicap, abrindo-se completamente o bico;
- Através da própria ponta aplicadora acoplada na cápsula, o conduto radicular foi preenchido com o cimento e aplicado sobre o pino (Figura 12C);
- Inserção do pino com suave pressão por 10s, para permitir um adequado extravasamento coronal do cimento e remoção do excesso;
- Fotopolimerização por 20s;
- Aguardar um período de 2.0min após início da mistura, para permitir auto-polimerização (Figura 12D).

Conforme instrução do fabricante, este cimento também não foi levado no conduto radicular com auxílio de uma broca Lentulo, posto que estas poderiam acelerar excessivamente a reação.



**FIGURA 12** – Procedimentos realizados no grupo Unicem-RD: (A) Vista incisal da raiz debilitada. (B) Cimento resinoso autoadesivo utilizado. (C) Preenchimento do conduto com o cimento. (D) Aspecto após reforço da raiz e cimentação do pino de fibra de vidro.

### Grupo Vitre-RD

Grupo das raízes debilitadas (Figura 13A) e preparadas para receber reforço com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M ESPE – Figura 13B), associado ao pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus).

#### a) Tratamento da superfície do pino:

- Limpeza com álcool;
- Aplicação de uma camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent), por 60s, à temperatura ambiente;
- Secagem com leves jatos de ar.
- Aplicação do Vitremer Primer com pincel descartável tipo *microbrush* e fotopolimerização por 20s.

b) Preparo do canal radicular:

- O interior dos condutos radiculares foi irrigado com solução de EDTA 17% (Odahcam, Dentsply, Brasil), durante 1 minuto, para remoção da *smear layer*, seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.

c) Tratamento do canal radicular com o Vitremer Primer (3M ESPE), conforme as recomendações do fabricante:

- Aplicação do Primer (Figura 13C) por 30s na superfície da dentina radicular, através de um pincel *microbrush extrafine* (KG Sorensen, SP);
- Secagem com suaves jatos de ar por 15s;
- Fotopolimerização por 20s.

d) Cimentação do pino com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitremer cor A2 (3M ESPE):

- Dosagem de números iguais entre colheres de pó e gotas de líquido;
- Manipulação manual do cimento com espátula metálica nº24, por 45s;
- Inserção do cimento em porção única no conduto radicular com auxílio de uma broca Lentulo e aplicação também sobre o pino;
- Posicionamento imediato do pino de fibra de vidro (Figura 13D), com suave pressão por 10s, para permitir um adequado extravasamento coronal do cimento e remoção do excesso;
- Fotopolimerização das faces vestibular e palatina, por 90s<sup>115</sup> cada, totalizando 180s, buscando simular uma situação clínica. Para isso, a ponta do aparelho fotopolimerizador foi posicionada formando um ângulo de 45° com a superfície do pino.



**FIGURA 13** – Procedimentos realizados no grupo Vitre-RD: (A) Vista incisal da raiz debilitada. (B) Sistema do cimento de ionômero de vidro reforçado por resina utilizado para reforço radicular. (C) Aplicação do Primer no conduto radicular. (D) Aspecto após reforço da raiz e cimentação do pino de fibra de vidro.

Todos os pinos de fibra de vidro foram adaptados ao comprimento de 8mm intra-radicular e mais uma extensão coronária de 4mm delimitada com um marcador permanente, totalizando 12mm de comprimento total. O corte do pino foi realizado neste comprimento com disco diamantado, sob refrigeração e a limpeza do mesmo feito com álcool. A partir desse momento, seu manuseio foi realizado através de pinça clínica e iniciado o processo de cimentação, de acordo com cada grupo.

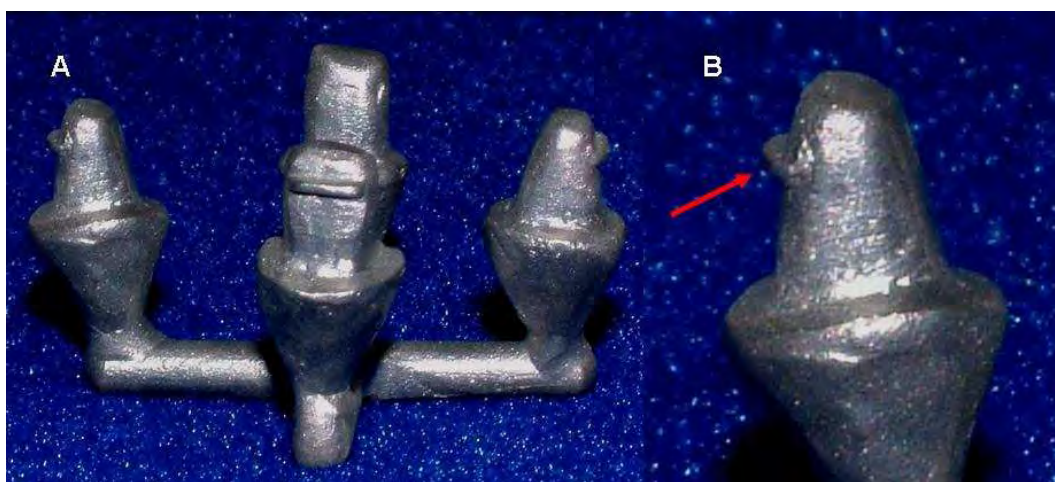
Nos grupos de reforço radicular onde a raiz foi restaurada com cimentos odontológicos e pino de fibra de vidro, foi adotada a técnica *one-shot* (um-tiro)<sup>36</sup>, onde a inserção do material restaurador e o pino são realizadas de forma simultânea. Os procedimentos técnicos intraradiculares executados em todos os grupos estão resumidos no Anexo 3 – Quadro A3.

Nesta fase os espécimes foram visualizados sob uma lupa de aumento (4X, Bio-Art, Brasil) para a confirmação da integridade

radicular e, caso constatada alguma trinca radicular, os mesmos eram descartados.

#### 4.6 Confeção da porção coronária

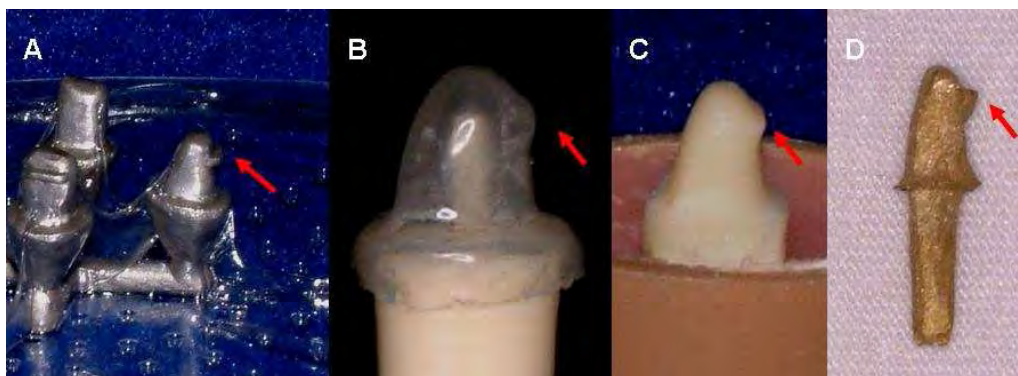
Para padronizar a porção coronária, foi confeccionada uma matriz em Ni-Cr com quatro padrões metálicos obtidos a partir da fundição de um modelo de NMF previamente adaptado às raízes, com preparo característico para receber uma coroa total (Figura 14A). Sobre a superfície palatina, no terço médio, a 3mm da margem incisal, foram fixados durante a confecção do padrão de resina acrílica, fios de cera de 0.5mm de diâmetro, o qual foi reproduzido no padrão metálico (Figura 14B), para que durante o experimento a ponta ativa do dispositivo metálico acoplado na máquina de ensaio fosse direcionada sempre para o centro da mesma superfície.



**FIGURA 14** – (A) Matriz metálica e (B) Padrão metálico, indicando o ponto onde será aplicada a carga.

A partir deste padrão metálico, foram confeccionadas moldes/matrizes com placa de silicone de 0,5mm de espessura (Figura

15A e 15B), através de uma máquina plastificadora a vácuo que serviram para auxiliar e padronizar a confecção dos núcleos de preenchimento de resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent), bem como dos padrões de resina acrílica dos grupos dos núcleos metálicos fundidos. Incrementos de resina composta foram aplicados e fotopolimerizados ao redor do pino em um volume suficiente para criar a base do futuro núcleo sem que houvesse interferência da matriz de silicone. A seguir, a forma externa dos núcleos foi obtida a partir do preenchimento desse molde/matriz com resina composta e posicionada sobre os espécimes, onde após remoção dos excessos foi fotopolimerizada (Figura 15C). No grupo dos NMFs, o molde/matriz foi preenchido com resina acrílica. Após a polimerização do material, realizou-se a remoção de pequenos excessos de resina acrílica sem suporte com lâmina de bisturi e posteriormente fundida para obtenção do núcleo coronário padronizado (Figura 15D). Ao final da reconstrução os núcleos apresentaram uma altura de aproximadamente 6mm e diâmetro de 5mm.



**FIGURA 15** – (A) Reprodução do molde/matriz de silicone a partir do padrão metálico. (B) Molde/matriz adaptada para confecção do núcleo coronário. (C) Núcleo de preenchimento em resina composta reproduzido pelo molde/matriz. (D) Núcleo coronário em metal reproduzido a partir do molde/matriz.

Para padronizar a adesão do núcleo de preenchimento de resina composta sobre o remanescente radicular e o pino de fibra de vidro, os seguintes procedimentos foram executados:

- Condicionamento do remanescente com ácido fosfórico a 37% (Scotchbond Multi-Usó Plus, 3M ESPE) por 15s;
- Lavagem com *spray* água/ ar e secagem com leves jatos de ar por 5s, e remoção do excesso da umidade com papel absorvente;
- Aplicação, no pino de fibra, de uma nova camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent), por 60s, à temperatura ambiente;
- Aplicação do Primer (Scotchbond Multi-Usó Plus Primer 2.0, 3M ESPE) sobre o remanescente e o pino. Remoção dos excessos com disco de papel absorvente e secagem com leves jatos de ar, por 5s;
- Aplicação do Adesivo (Scotchbond Multi-Usó Plus Adesivo 3.0, 3M ESPE) sobre o remanescente e o pino. Remoção dos excessos com disco de papel absorvente e fotopolimerização por 10s.

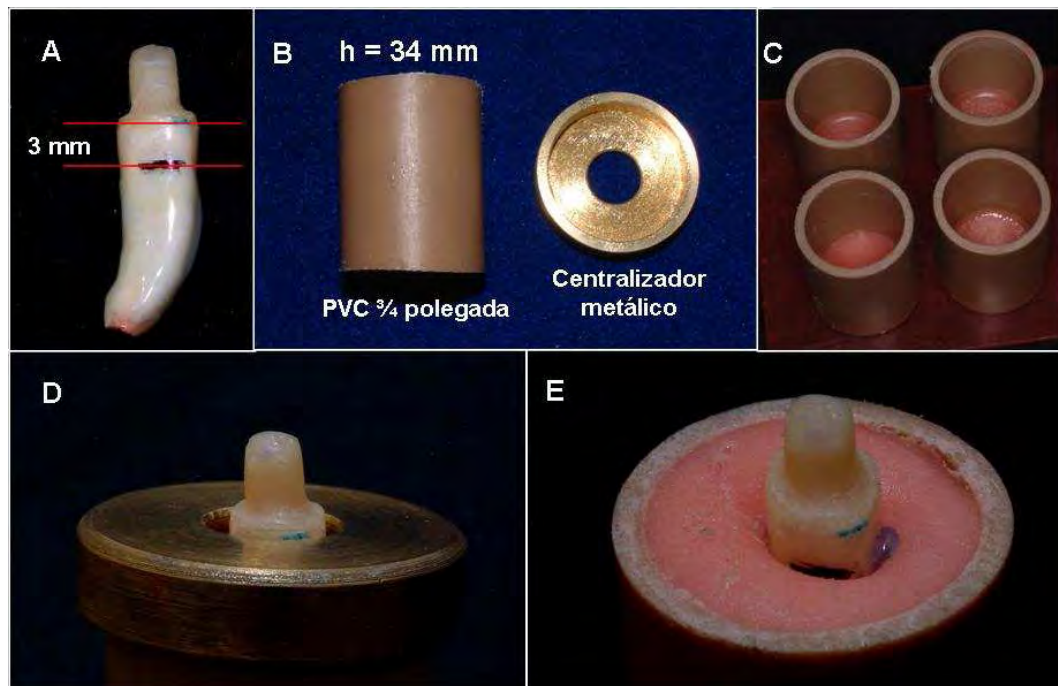
Os espécimes assim restaurados foram colocados em um recipiente lacrado com água destilada e armazenados à 37°C durante 7 dias, antes de serem submetidos ao ensaio mecânico.

### **6.7 – Montagem dos corpos de prova**

Vinte e quatro horas antes do ensaio mecânico todos os remanescentes radiculares foram cobertos com duas camadas de material elastomérico (adesivo universal para moldeira - Universal Tray Adhesive, Zhermack, Itália), para simular o ligamento periodontal, deixando 3mm da porção cervical livre para simular a distância biológica (Figura 16A). Resina acrílica autopolimerizável foi misturada e vertida (fluida) na fase arenosa dentro de cilindros de PVC de  $\frac{3}{4}$  polegada (Tigre

do Brasil, Brasil) com 34mm de altura (Figura 16B e C). Na fase plástica a porção radicular foi inserida na resina acrílica, posicionada e fixada centralmente (Figura 16D). A centralização das raízes no interior do cilindro e a simulação da distância biológica foram conseguidas pela utilização de um anel metálico personalizado e adaptadas ao cilindro de PVC, que apresenta uma perfuração central de 10mm e 3mm de altura (Figura 16B). Para padronizar, as raízes foram incluídas na resina acrílica de forma que o término cervical da raiz coincidissem com a altura do anel metálico, deixando 3mm da raiz livre para simular esta distância biológica (Figura 16E).

Após a polimerização da resina, os corpos de prova foram identificados de acordo com os seus respectivos grupos e mantidos novamente em recipiente com água até o momento do ensaio mecânico.



**FIGURA 16** – (A) Simulação do ligamento periodontal e distância biológica. (B) Cilindro de PVC  $\frac{3}{4}$  polegada e centralizador metálico. (C) Início do preenchimento do cilindro de PVC. (D) Inclusão e posicionamento da raiz. (E) Após inclusão e simulação da distância biológica, com 3mm cervicais da raiz livre de resina acrílica.

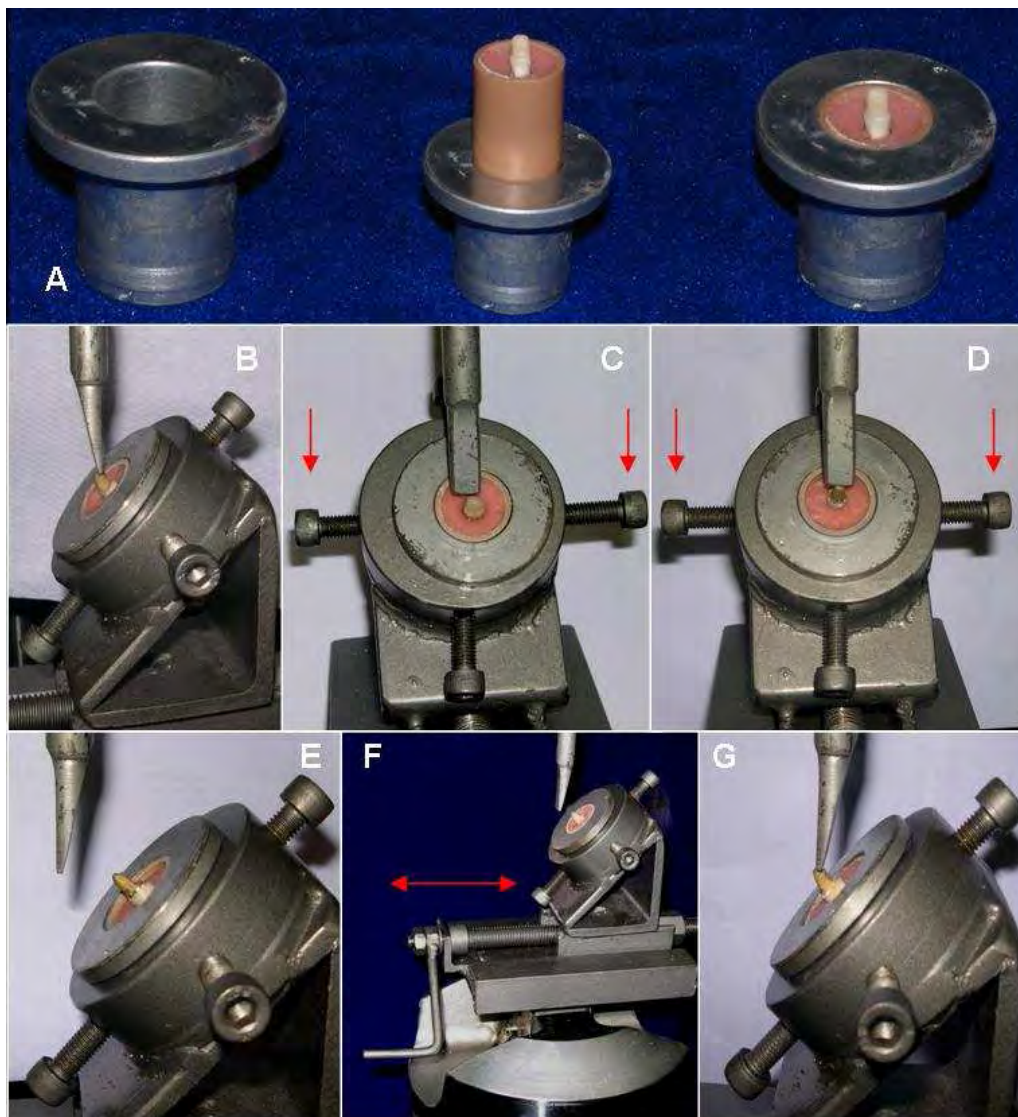
#### 4.8 Testes de resistência à fratura

Para a realização desse ensaio mecânico, foram confeccionadas “luvas” metálicas para receber os corpos de prova montados em tubos de PVC de  $\frac{3}{4}$  de polegada, que apresentavam uma cavidade cilíndrica central de 3,4cm de profundidade e 2,5cm de diâmetro (Figura 17A). Esta “luva” metálica foi encaixada em um dispositivo metálico que possuía um plano inclinado em  $45^\circ$  em relação ao eixo horizontal (Figura 17B), que permitia livre movimento e ajuste em  $360^\circ$

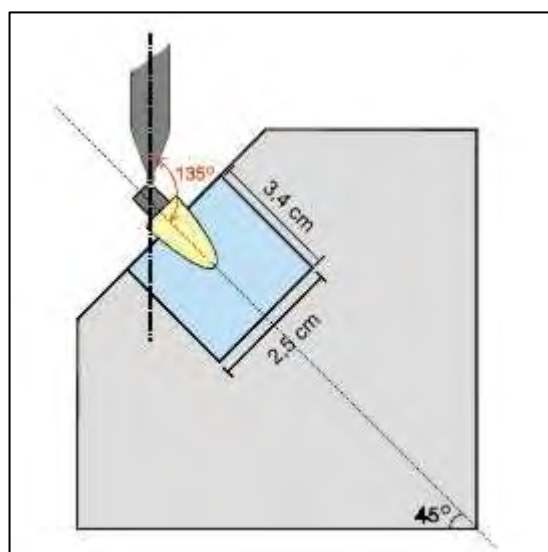
através de parafusos reguláveis (Figura 17C e D). Além disso, a base deste dispositivo metálico foi projetada sobre plataformas móveis, permitindo movimentos horizontais (Figura 17E, F e G). Assim, todo esse aparato desenvolvido possibilitou a padronização no posicionamento dos corpos-de-prova, permitindo a aplicação da carga, sempre no mesmo ponto, através da ponta compressora da Máquina de Ensaio Mecânica, em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo das raízes (Figura 18).

Para avaliar a resistência à fratura/fracasso, os espécimes foram submetidos ao teste de compressão estática em uma máquina de ensaios mecânicos (MTS 810, MTS System Corporation, EUA) utilizando uma célula de carga de 100Kg e velocidade de 0.5mm/min até sua fratura/fracasso (Figura 19). O aparato metálico foi preso junto à base da máquina de ensaios e a força de compressão foi aplicada 3mm abaixo da margem incisal.

Ao final de cada teste registraram-se os valores (em N) da força necessária para provocar a falha do conjunto dente/núcleo/pino de cada grupo e os resultados submetidos à análise estatística para posterior discussão dos mesmos.



**FIGURA 17** – (A) “Luva” metálica para receber os corpos de prova. (B) Dispositivo em 45° para receber a “luva” metálica com os corpos de prova. (C e D) Ajuste do posicionamento com parafusos reguláveis. (E, F e G) Ajustes horizontais do posicionamento do corpo de prova, através de plataformas móveis.



**FIGURA 18** - Esquema do dispositivo metálico com corpo de prova posicionado em ângulo de  $45^\circ$  em relação ao plano horizontal, fazendo com que o carregamento tangencial de compressão fosse incidido em ângulo de  $135^\circ$  em relação ao longo eixo da raiz.



**FIGURA 19** - Máquina de ensaios mecânicos (MTS 810, MTS System Corporation, EUA)

#### **4.9 Análise do padrão de fratura/fracasso**

A análise do padrão de fratura/fracasso seguiu a metodologia utilizada por Cormier et al.<sup>28</sup> (2001). Quando os dentes exibissem fraturas verticais ou oblíquas que se estendessem abaixo do bloco de resina acrílica circunvizinho, era considerada uma fratura desfavorável e irreparável. Fraturas sobre ou ao nível do bloco de resina acrílica foram consideradas reparáveis e mais favoráveis.

#### **4.10 Análise estatística dos resultados**

Todos os dados obtidos foram analisados estatisticamente empregando-se a Análise de Variância (ANOVA) a um critério, com nível de significância de 5%. Para as comparações entre grupos, em que foi verificada diferença significativa, foi aplicado o teste Tukey ( $\alpha = 0,05$ ) para estabelecer qual dos grupos foi estatisticamente diferente.

Para todos os testes estatísticos, foi utilizado o programa BioEstat 4.0.

## ***5 RESULTADO***

---

## 5 RESULTADO

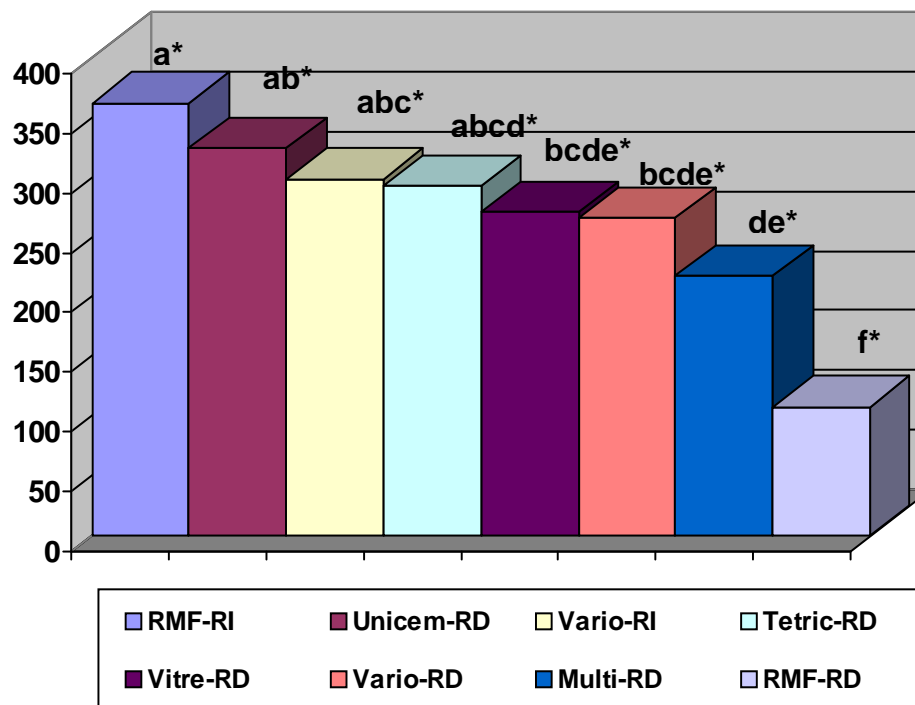
Os resultados do teste de resistência à fratura/fracasso das restaurações intra-radulares por ensaio de compressão estão apresentados no Quadro 1. Nesse quadro estão demonstrados os valores, em Newton (N), obtidos para cada corpo-de-prova.

**Quadro 1** – Valores de resistência (N) aos fracassos individuais, médias e seus respectivos desvios padrões(DP) para cada condição experimental

<i>Esp.</i>	<i>NMF-RI</i>	<i>Unicem -RD</i>	<i>Vario- RI</i>	<i>Tetric- RD</i>	<i>Vitre- RD</i>	<i>Vario- RD</i>	<i>Multi- RD</i>	<i>NMF- RD</i>
1	341.760	369.670	327.797	236.732	343.755	270.145	265.161	138.358
2	439.756	448.443	339.540	303.482	387.081	368.924	376.141	96.201
3	349.832	287.478	320.894	310.685	336.055	222.796	272.136	98.231
4	277.982	211.662	274.380	346.484	285.027	325.322	222.460	76.187
5	329.175	342.259	356.417	304.227	294.364	244.450	248.473	92.087
6	415.850	235.175	256.760	302.101	223.398	206.142	270.286	142.757
7	242.570	279.918	66.818	268.478	223.580	209.840	157.164	113.156
8	267.690	235.192	244.917	203.689	202.980	264.667	238.020	98.433
9	385.150	276.564	284.212	445.330	151.303	255.392	193.914	65.121
10	353.273	425.033	235.599	265.194	228.736	226.622	263.045	115.625
11	546.096	412.779	257.516	292.648	301.660	454.489	182.525	100.267
12	331.182	219.838	311.223	402.796	309.328	225.611	191.121	112.743
13	375.636	318.662	446.007	265.866	234.210	287.390	162.692	127.331
14	371.312	407.599	400.756	194.536	309.695	215.154	101.652	117.032
15	407.698	400.055	363.805	256.408	230.974	220.254	118.612	122.625
<b>Média</b>	362.3308	324.6885	299.1094	293.2437	270.8097	266.4799	217.5601	107.7436
<b>*</b>	a	ab	abc	abcd	bcde	bcde	de	f
<b>DP</b>	74.9335	81.7499	87.7277	67.1024	63.1660	69.2583	70.2082	21.3724

\* Diferentes letras indicam diferença estatisticamente significante

Para melhor visualização dos resultados, encontram-se organizado no Gráfico 1 as médias de resistência à fratura/fracasso de cada grupo.



\* Diferentes letras indicam diferença estatisticamente significativa

**GRÁFICO 1** - Representação gráfica das médias de resistência ao fracasso das raízes, de acordo com os grupos experimentais.

Para análise dos resultados foi utilizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) a um critério ( $p < 0.05$ ) que mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Quadro 2).

**QUADRO 2** – Teste estatístico de análise de variância a um critério aplicado aos valores de resistência à fratura

<b>FONTES DE VARIACÃO</b>	<b>GL</b>	<b>SQ</b>	<b>QM</b>
<b>Tratamentos</b>	7	62.9 e+04	89.9 e+03
<b>Erro</b>	112	54.1 e+04	48.3 e+02
<b>F =</b> 18.5984			
<b>(p) =</b> < 0.0001			

A fim de melhor evidenciar as diferenças estatisticamente significantes existentes entre os diferentes grupos experimentais, identificadas pela Análise de Variância, aplicou-se o teste Tukey ( $\alpha = 0,05$ ), cujos resultados são demonstrados no Quadro 3.

**Quadro 3** – Resultados do teste Tukey a 5%, para o ensaio de resistência ao fracasso das raízes, apresentando o nível de significância entre as médias dos diferentes grupos

<b>Tukey:</b>	<b>Diferença</b>	<b>Q</b>	<b>(p)</b>
Médias ( NMF-RI a Unicem-RD)	37.6423	2.0969	ns
Médias (NMF-RI a Vario-RI)	63.2214	3.5218	ns
Médias (NMF-RI a Tetric-RD)	69.0871	3.8486	ns
Médias (NMF-RI a Vitre-RD)	91.5211	5.0983	< 0.05
Médias (NMF-RI a Vario-RD)	95.8509	5.3395	< 0.01
Médias (NMF-RI a Multi-RD)	144.7707	8.0647	< 0.01
Médias (NMF-RI a NMF-RD)	254.5872	14.1822	< 0.01
Médias (Unicem-RD a Vario-RI)	25.5791	1.4249	ns
Médias (Unicem-RD a Tetric-RD)	31.4447	1.7517	ns
Médias (Unicem-RD a Vitre-RD)	53.8787	3.0014	ns
Médias (Unicem-RD a Vario-RD)	58.2086	3.2426	ns
Médias (Unicem-RD a Multi-RD)	107.1283	5.9677	< 0.01
Médias (Unicem-RD a NMF-RD)	216.9449	12.0852	< 0.01
Médias (Vario-RI a Tetric-RD)	5.8657	0.3268	ns
Médias (Vario-RI a Vitre-RD)	28.2997	1.5765	ns
Médias (Vario-RI a Vario-RD)	32.6295	1.8177	ns
Médias (Vario-RI a Multi-RD)	81.5493	4.5428	< 0.05
Médias (Vario-RI a NMF-RD)	191.3658	10.6603	< 0.01
Médias (Tetric-RD a Vitre-RD)	22.4340	1.2497	ns
Médias (Tetric-RD a Vario-RD)	26.7639	1.4909	ns
Médias (Tetric-RD a Multi-RD)	75.6836	4.2161	ns
Médias (Tetric-RD a NMF-RD)	185.5001	10.3336	< 0.01
Médias (Vitre-RD a Vario-RD)	4.3299	0.2412	ns
Médias (Vitre-RD a Multi-RD)	53.2496	2.9663	ns
Médias (Vitre-RD a NMF-RD)	163.0661	9.0838	< 0.01
Médias (Vario-RD a Multi-RD)	48.9197	2.7251	ns
Médias (Vario-RD a NMF-RD)	158.7363	8.8426	< 0.01
Médias (Multi-RD a NMF-RD)	109.8165	6.1175	< 0.01

De acordo com os resultados e a análise estatística do teste Tukey, observa-se que o Grupo NMF-RD teve a menor resistência à fratura radicular (107.7436 N) sendo estatisticamente diferente dos demais grupos. O Grupo NMF-RI teve a maior média de resistência à fratura (362.3308 N), mas com diferença estatisticamente significativa somente quando comparado aos grupos NMF-RD, Multi-RD, Vario-RD e

Vitre-RD. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de reforço radicular Unicem-RD, Tetric-RD, Vitre-RD, Vario-RD sendo semelhante ao Vario-RI, apesar do grupo Unicem-RD apresentar os maiores valores médios de resistência ao fracasso. Dos grupos de reforço radicular o Multi-RD apresentou as menores médias de resistência ao fracasso, mas estatisticamente diferente somente quando comparado ao grupos Unicem-RD, Vario-RI e NMF-RI

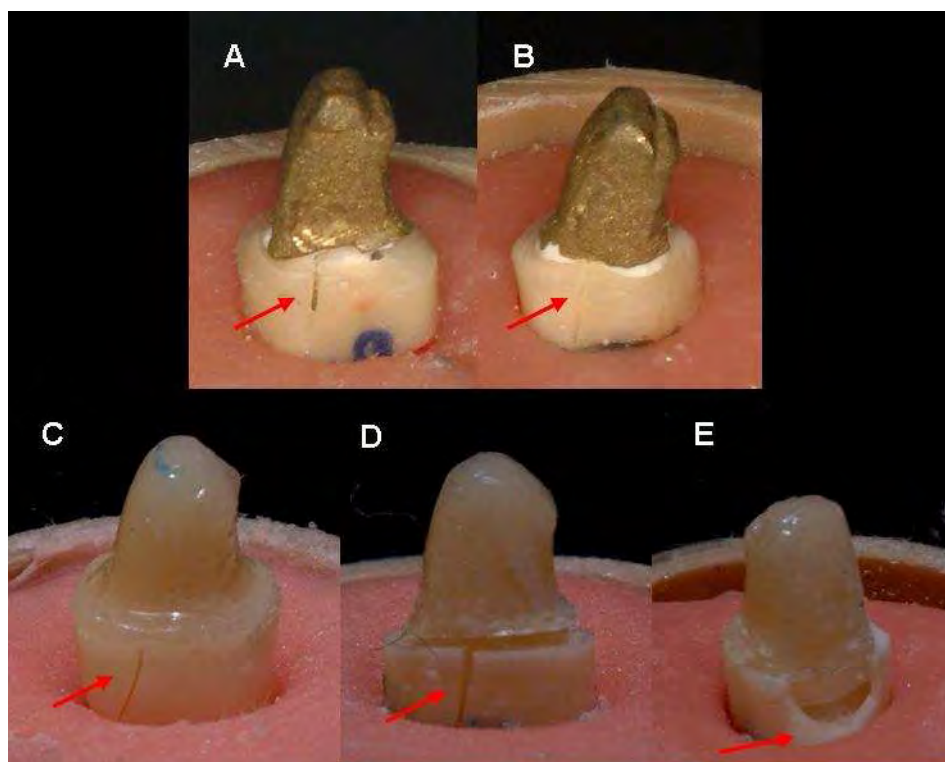
O modo de fracasso nos grupos NMF-RI, NMF-RD e Tetric-RD foram 100% por fraturas radiculares (Figura 20A e B). Os grupos Vario-RD, Multi-RD e Vitre-RD mostraram fracasso em 93% por fratura radicular e 7% por deslocamento do núcleo. O grupo Unicem-RD apresentou 80% dos fracassos por fratura radicular e 20% devido ao deslocamento do núcleo e o grupo Vario-RI 46.5% por fratura radicular, 46.5% por deslocamento do núcleo e 7% por fratura do núcleo (Figura 20C e D).

Com exceção do grupo Vario-RI, a maioria dos fracassos foi na forma de fraturas radiculares. A linha de fratura da maioria dos espécimes foi semelhante, iniciando-se da margem cervical palatal/ média da raiz e propagando-se vestibulo-apicalmente às margens do bloco de resina acrílica<sup>93</sup>, semelhante à uma fratura oblíqua. Outros, com uma menor incidência exibiram fraturas verticais e, em alguns casos, fraturas já com perda de fragmento.

A avaliação dessas fraturas nos grupos das raízes íntegras e das debilitadas restauradas com NMF mostraram uma alta taxa de fratura irreparável, ao contrário das raízes íntegras restauradas com pino de fibra de vidro e das raízes debilitadas que receberam algum tipo de reforço radicular em associação com pino de fibra de vidro, que mostraram maiores taxas de fracassos reparáveis (Tabela 2 e Figura 20E).

**Tabela 2** – Freqüência do modo de fracasso após ensaio de resistência à fratura (n=15/ grupo)

Grupo	Modo de fracasso		Total	% Fracassos reparáveis
	Reparável	Não-reparável		
NMF – RI	1	14	15	7
NMF – RD	3	12	15	20
Vario – RI	14	1	15	93
Vario – RD	12	3	15	80
Tetric – RD	9	6	15	60
Unicem – RD	10	5	15	67
Multil – RD	9	6	15	60
Vitre – RD	10	5	15	67



**FIGURA 20** – (A, B, C) Fraturas radiculares. (D) Fratura radicular e deslocamento do núcleo. (E) Fratura reparável.

## ***6 DISCUSSÃO***

---

## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Da restauração de dentes tratados endodonticamente

A restauração de dentes tratados endodonticamente requer alguns cuidados, devido à ocorrência proporcional de maiores fracassos biomecânicos que em dentes vitais, podendo muitas vezes levar à fratura radicular<sup>37, 117</sup>. A literatura tem mostrado freqüentemente a sua maior fragilidade<sup>50, 112</sup>, atribuída às alterações fisiológicas do tecido dentinário, diminuição de sua elasticidade e, principalmente, perda de estrutura dentária por cárie e fratura além, dos procedimentos de instrumentação do canal radicular e restauradores, levando à uma redução da capacidade destes dentes suportarem as cargas intra-orais<sup>12, 43, 49, 56, 67</sup>.

Sendo a quantidade de tecido dental remanescente um fator determinante na resistência de dentes tratados endodonticamente<sup>43, 56, 92, 112</sup>, é necessária uma intervenção conservadora, numa tentativa de preservar ao máximo o tecido dentário sadio<sup>112</sup>. Há tempos os profissionais se preocupam em proteger estes dentes despolpados e restaurá-los, devolvendo-lhes a função mastigatória e, ao mesmo tempo, diminuindo o risco de fratura radicular ou a falha biomecânica das restaurações<sup>50, 80, 92</sup>.

Diante disso, as terapias endodôntica e restauradora têm passado por diversas evoluções nos últimos anos, sendo um dos principais objetivos da atual filosofia a preservação do elemento dental, resguardando dentes que, de outra forma, estariam irremediavelmente perdidos<sup>37, 67, 74, 80</sup>.

## 6.2 Dos sistemas intra-radulares e restauração das raízes debilitadas

O fundamental para a abordagem conservadora na Odontologia é a comprovação de que nem todos os dentes despulpados requerem pinos intra-radulares, núcleos ou coroas totais<sup>50, 78, 80</sup>. Dispositivos intra-radulares são geralmente indicados para restabelecer dentes tratados endodonticamente quando seu tecido coronal remanescente for incapaz de prover apoio e retenção adequados para a restauração<sup>37, 58</sup>.

Dessa forma, a extensão da destruição coronária constitui um fator na decisão do tratamento a ser empregado<sup>79</sup> e, nas situações em que apenas a estrutura radicular está presente, o emprego de sistemas o intra-radulares com o objetivo de se promover retenção e estabilidade para a coroa protética, é um procedimento clínico altamente indicado<sup>53</sup>. Além dessa função primária, acreditou-se também que a restauração intra-radicular poderia reforçar dentes despulpados<sup>67</sup>. Porém, outros trabalhos vieram demonstrar que os pinos intra-radulares por si só não seriam capazes de fortalecer um dente tratado endodonticamente<sup>50, 52</sup>. Outros ainda afirmam que não havendo comprometimento da retenção de uma restauração, os pinos deveriam ser evitados como forma de preservação da estrutura dentinária radicular<sup>27, 50, 52</sup>.

De um modo geral, o uso de dispositivos intra-radulares metálicos associados a um material restaurador em um dente tratado endodonticamente, biomecanicamente íntegro, não melhora significativamente sua resistência à fratura<sup>56</sup>. Pelo contrário, Kimmel<sup>58</sup> (2000) em artigo de revisão, relata que o uso de núcleo metálico fundido (NMF) torna os dentes mais susceptíveis à fratura.

Uma situação comparativamente análoga seria quando preparos cavitários com 1.5 a 2mm de largura são restaurados com materiais adesivos, onde nenhum aumento significativo da resistência à

fratura é observado, ao contrário do que é notado em preparos cavitários mais largos de 4 a 4.5mm, restaurados com o mesmo material<sup>100</sup>. Assim, verifica-se que a quantidade do remanescente dentário tem influência direta sobre a resistência à fratura e isto pode ser análoga à situação de reforço radicular de dentes tratados endodonticamente<sup>56</sup>.

Do ponto de vista histórico, há relatos de diferentes tipos de dispositivos intra-radulares que evoluíram ao longo do tempo quanto à composição do material, sua forma, seu desenho e sua propriedade estética conforme limitação do sistema antecessor<sup>12, 37, 51</sup>.

A bem da verdade é que, tradicionalmente, por muito anos, núcleos metálicos fundidos (NMF) foram considerados o tratamento de escolha para a restauração de dentes tratados endodonticamente<sup>43, 89</sup>, acreditando-se que tal dispositivo proveria reforço e, conseqüentemente, tornaria o dente e a restauração mais resistentes, diminuindo o risco de fratura radicular<sup>9, 43, 58</sup>. Tais pinos são adaptados à anatomia interna da raiz, com conformação cônica<sup>67, 95</sup>, o que acaba induzindo uma concentração interna de estresse<sup>57, 62, 84</sup> e, devido ao efeito cunha, podem resultar em fratura radicular<sup>58, 66, 105</sup>.

Em decorrência destes riscos de fracassos biomecânicos, bem como da busca por um tratamento mais estético e de maior praticidade, as restaurações de dentes tratados endodonticamente sofreram uma mudança de paradigma do uso tradicional de materiais rígidos como retentores intra-radulares (tais como pinos de diferentes metais, pré-fabricados ou fundidos), para a aceitação gradual de materiais com propriedades mecânicas mais próximas às da dentina (resinas compostas, cimento de ionômero de vidro e pinos de fibra), a fim de reduzir a transmissão de estresse à estrutura do remanescente dental e criar uma unidade mecanicamente homogênea<sup>7, 33, 43, 56, 57, 64, 77, 80, 83, 95, 105</sup>.

Dois dos principais pré-requisitos clínicos dos pinos intra-radulares são: uma alta resistência flexural e módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina<sup>41</sup>. Por estas razões, foram desenvolvidos pinos

de fibra que apresentam um módulo de elasticidade (E) mais próximo ao da dentina (E pino 20 GPa; E dentina 18 GPa) quando comparados aos pinos fundidos e metálicos pré-fabricados (E 200 GPa) e pinos cerâmicos (E 150 GPa), permitindo absorção e distribuição uniforme das tensões pela estrutura radicular remanescente, ao invés de concentrá-las<sup>41</sup>.

Inicialmente foi introduzido, no início da década de 90, o pino de fibra de carbono (Composipost, RTD, França) que tem um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina<sup>41</sup>. A presença das fibras paralelas na resina desse pino permite que ele absorva e dissipe tensões<sup>37</sup>. Recentemente, outros tipos de pinos de fibra têm sido desenvolvidos com o objetivo de compensar as limitações estéticas do antecessor<sup>78</sup>, resultando na introdução de pinos de fibra de vidro e quartzo branco, pois do ponto de vista mecânico, todos estes atuais pinos de fibra apresentam características semelhantes<sup>72</sup>. Mais recentemente, estes pinos foram produzidos usando matrizes translúcidas que permitem propagação da luz para tentar aumentar o grau de polimerização de materiais fotoativados<sup>72</sup>.

Esta nova geração de sistemas de pino intra-radulares é projetada para ser biocompatível, resistente à corrosão, capaz de aderir à estrutura dentária, estético, além de permitir reparo quando o sistema de pino e núcleo falha<sup>83, 105</sup>. Acredita-se que a criação de um sistema monobloco dentina-pino-núcleo por meio de adesivo dentinário permitiria melhor distribuição de forças ao longo da raiz<sup>83, 105</sup>. Então, se cargas excessivas forem aplicadas ao dente, o pino poderá absorver tensões, reduzindo a possibilidade de fratura radicular<sup>83, 84</sup>. Desta forma, o pino de fibra de vidro paralelo utilizado neste estudo foi selecionado com base em relatórios prévios sobre sua habilidade em distribuir mais uniformemente a força oclusal e, assim, reduzir o risco de fratura radicular<sup>8, 84, 109, 112</sup>.

Embora não estejam relacionados ao presente trabalho, os pinos cerâmicos de zircônio têm um alto módulo de elasticidade e não são tão flexíveis quanto os pinos de fibra<sup>94</sup>. Assim, as forças oclusais são transmitidas diretamente do pino à interface do dente sem a absorção das

tensões<sup>37</sup>. A resistência à fratura radicular dos pinos de zircônio é semelhante aos pinos de titânio, 107.8 kgf e de 105.8 kgf, respectivamente, quando cimentados em canais radiculares intactos<sup>20</sup>. As vantagens destes pinos é que são estéticos, fáceis de serem manipulados e inseridos no conduto radicular<sup>78</sup>. Porém, [Asmussen et al.](#)<sup>7</sup> (1999) demonstraram que as fraturas radiculares de dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de carbono são menos extensas que com pinos cerâmicos, podendo ser uma grande desvantagem desses últimos, pois podem levar à fraturas radiculares irreparáveis<sup>3</sup>. Além disso, se ocorrer a fratura do pino, a remoção é extremamente difícil<sup>94</sup>.

Diante dos fatos, verifica-se que os pinos de fibra seriam os mais indicados para a restauração de dentes tratados endodonticamente, principalmente se estes apresentam algum comprometimento biomecânico.

Raízes biomecanicamente comprometidas ou debilitadas são aquelas que geometricamente apresentam canais radiculares alargados, cônicos, não retentivos, de paredes dentinárias finas<sup>58</sup> que as tornam muito frágeis para resistir à carga mastigatória normal<sup>105</sup>. Nestas situações, este fator agravante torna os procedimentos restauradores mais críticos e relativamente imprevisíveis<sup>74, 106</sup> sendo, talvez, a situação clínica onde se combinam todas as condições desfavoráveis do ponto de vista mecânico<sup>74</sup> e adesivo<sup>22, 86, 108</sup>. O grande problema no restabelecimento destas raízes debilitadas não é a amplitude do canal radicular, mas sim o fato de que a parede da dentina radicular remanescente está fina, frágil e propensa à fratura. Se esta ocorresse, o dente se tornaria muitas vezes impossível de ser restaurado<sup>80, 105</sup>.

Estes canais severamente debilitados, muitos em dentes anteriores, são resultados de cáries recorrentes que se estendem a dentina radicular ao redor de pinos pré-existentes ou pela necrose pulpar antes da completa formação radicular em um paciente jovem<sup>105</sup>. Outras

condições menos comuns incluem anomalias de desenvolvimento como fusão e geminação, reabsorção interna e danos iatrogênicos resultando também em um canal radicular amplo<sup>105</sup>. Nestes casos, os métodos tradicionais de restauração usando retentores intra-radulares são freqüentemente insatisfatórios ou até mesmo inviáveis<sup>105</sup>. Portanto, é válida a avaliação experimental dos materiais restauradores e dispositivos intra-radulares disponíveis para se tentar restaurar essas raízes, ou seja, a recomposição biomecânica interna de uma estrutura comprometida, tornando-a capaz de suportar e reter um pino, bem como uma restauração a fim de prolongar a sua função<sup>67</sup>. Tecnicamente, o profissional deve, ao mesmo tempo, reforçar a estrutura dentária remanescente e alcançar a maior forma de retenção e resistência do pino selecionado<sup>77</sup>. Além disso, para assegurar a estabilidade da restauração provida de pino intra-radicular, Kimmel<sup>58</sup> (2000) destaca que as densidades remanescentes da parede radicular deveriam ser de, pelo menos, 1mm.

Desta forma, as pesquisas que avaliam o tratamento de raízes debilitadas se concentram principalmente em situações de extrema fragilidade radicular onde, clinicamente, muitas vezes em decorrência da complexidade da restauração e pela longevidade questionável do tratamento, indica-se a extração<sup>20, 77, 83</sup>. Na tentativa de se evitar esta perda precoce e de se restabelecer a função dessas raízes, diferentes sistemas de pinos e materiais restauradores já foram associados, frutos da evolução da terapia endodôntica, advento das técnicas adesivas e desenvolvimento de materiais para este fim<sup>20, 74, 77, 83, 98</sup>, permitindo um tratamento conservador de raízes debilitadas<sup>65-67, 69, 70</sup>.

Embora pinos pré-fabricados estejam disponíveis em vários diâmetros e possam ser retidos ativa ou passivamente, eles sozinhos são contra-indicados em dentes debilitados com canais radulares amplos<sup>58</sup>. Nestas situações, devido ao ajuste impreciso do pino pré-fabricado, o operador é obrigado a usar grandes quantidades do agente cimentante,

como meio de substituir a estrutura dentária perdida e de preencher o excesso de espaços vazios dentro do canal radicular<sup>105</sup>. O cimento, nestas condições, é considerado a parte mais fraca do complexo dente-pino-núcleo e pode comprometer o prognóstico a longo prazo<sup>58, 67, 105</sup>.

Nestes casos, deve-se tentar “restaurar” o conduto, de alguma forma, a fim de recompor a sua resistência biomecânica<sup>67, 105</sup>. Este reforço da estrutura intra-radicular comprometida deriva da técnica adesiva usada no esmalte e dentina para procedimentos restauradores, criando-se uma unidade mecanicamente homogênea<sup>36</sup>. Exemplo disso é a utilização de resina composta para aumentar a espessura da parede radicular, tentando diminuir o risco de fratura e, se insuficiente estrutura dentária coronal estiver presente, um dispositivo intra-radicular pode ser utilizado para reter a parte coronária<sup>67, 98, 105</sup>.

A escolha da resina composta fotopolimerizável para reforço radicular foi baseada em pesquisas que recomendaram este material para propósitos restauradores juntamente com a terapia endodôntica<sup>43, 62, 67, 92, 112</sup>. Esta resina composta já foi utilizada na sua forma autopolimerizável<sup>70, 105</sup> e fotopolimerizável<sup>20, 47, 67, 70, 74, 98, 115, 116</sup>. A desvantagem do uso de resinas compostas autopolimerizáveis é o difícil controle do tempo da reação de polimerização principalmente na porção apical do canal radicular<sup>67, 105</sup>. Embora o uso de resina composta fotopolimerizável permitisse maior controle do tempo de presa para inserção correta no canal radicular<sup>67</sup>, a desvantagem seria sua limitada profundidade de polimerização, devido à transmissão parcial de luz pelo material que é de somente 4 a 5mm com o método convencional de fotopolimerização, através da luz halógena<sup>105, 115</sup>.

Na tentativa para superar esta limitação na profundidade de polimerização, aliada à busca de um substituto adequado para o tecido dentinário radicular perdido e com a introdução dos pinos reforçados por fibra, surgiu um novo conceito reabilitador onde vários componentes da restauração (sistema adesivo, agente cimentante, pino e material de

preenchimento) constituem um complexo mecanicamente homogêneo. Tem-se atribuído a este sistema de restauração em monobloco, com o emprego de materiais adesivos com propriedades físicas semelhantes às da dentina<sup>7, 61</sup>, um comportamento similar àquele de um dente íntegro frente às cargas funcionais<sup>117</sup>.

Técnicas como o uso de pino foto-transmissor<sup>20, 43, 67</sup> (sistema Luminex, Dentatus, E.U.A.) bem como de pinos de fibra translúcidos<sup>36</sup> foram desenvolvidas na tentativa para simplificar o procedimento de cimentação do pino e reforço radicular, proporcionando melhores condições de polimerização dos materiais resinosos fotopolimerizáveis. Ainda, a utilização da técnica designada cimentação *one-shot* (um-tiro), onde o sistema adesivo, o agente cimentante e o pino são simultaneamente inseridos para posterior fotopolimerização<sup>36</sup>, são alternativas para reabilitar dentes com canais radiculares debilitados.

A utilização de diversos materiais relatados pela literatura como o cimento de ionômero de vidro convencional<sup>64, 112</sup>, o cimento de ionômero de vidro reforçado por partículas metálicas<sup>66</sup>, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina<sup>42, 74</sup>, resina composta modificada por poliácidos<sup>74</sup>, o cimento resinoso<sup>64, 71, 74, 77</sup>, o cimento de policarboxilato de zinco<sup>64</sup>, o cimento de fosfato de zinco<sup>64</sup>, a resina composta<sup>43, 74, 98, 104, 112</sup>, a fibra de polietileno<sup>83</sup> e os pinos intra-radulares<sup>71</sup>, são tentativas para se encontrar um substituto adequado ao tecido radicular perdido. Dependendo do material usado e suas propriedades físicas, o pino e núcleo podem absorver estresses oclusais e funcionais, redirecionando-os mais uniformemente no longo eixo da raiz remanescente<sup>28</sup>.

Assim, dispositivos intra-radulares associados a vários materiais para reforçar as paredes da dentina radicular têm sido usados para tentar aumentar a resistência à fratura das raízes debilitadas<sup>43, 67</sup>. Entretanto, não há ainda nenhum consenso na literatura sobre qual material e técnica são os mais indicados<sup>71</sup>.

Diante deste contexto, o presente trabalho avaliou, através da compressão estática, a resistência ao fracasso de raízes debilitadas reforçadas com resina composta fotopolimerizável (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent), cimento de ionômero de vidro reforçado por resina (Vitremer, 3M ESPE), cimento resinoso dual e autopolimerizável (Variolink II e Multilink-Ivoclar Vivadent, respectivamente) e um novo cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE). Vale ressaltar que os cimentos Variolink II, Multilink e RelyX Unicem até o presente momento nunca foram utilizados para este propósito, mas foram empregados neste trabalho com base em estudos prévios que utilizaram a mesma família de cimentos resinosos para este fim<sup>20, 35, 42, 43, 64, 71, 74, 77, 83, 98, 112, 116</sup>, não necessariamente da mesma marca comercial.

Os cinco tipos de materiais a serem inseridos nos canais radiculares debilitados foram selecionados devido aos seus diferentes métodos de condicionamento e modos de polimerização, representantes de um grupo de materiais adesivos que possibilitam o seu uso em canais radiculares<sup>64</sup>. Há que se ressaltar que o cimento de fosfato de zinco, neste trabalho, foi desconsiderado como material de reforço, apesar do seu módulo de elasticidade estar próximo ao dentina (22,4 GPa), em decorrência dos fracassos observados em decorrência da sua fragilidade e baixo poder de união à dentina, esmalte e metal<sup>64</sup>.

Porém, a expectativa de se criar monoblocos com adesão à dentina em canais radiculares parece ser irreal. O desempenho da técnica adesiva em canais radiculares é comprometido por causa do pobre controle da umidade, da espessa camada de *smear layer*, da acessibilidade durante a manipulação dos materiais, da dificuldade de fotopolimerizar o sistema adesivo e demais materiais envolvidos que dependam da luz e, por fim, do fator de configuração cavitária altamente desfavorável<sup>90, 108</sup>. Recentemente foi demonstrado que a retenção do pino de fibra é derivada mais de fricção mecânica que de verdadeira adesão à dentina intra-radicular, que os sistemas adesivos não foram capazes de

penetrar completamente a camada de *smear layer*, e que devido à capacidade tampão desta *smear layer*, o condicionamento com ácido fosfórico não criou uma camada híbrida uniforme<sup>45</sup>. Assim, as diferenças nas propriedades mecânicas de cimentos resinosos e demais materiais utilizados no conduto radicular podem resultar em um aumento no coeficiente de fricção<sup>29</sup> e influenciar diretamente no comportamento biomecânico das restaurações dos dentes tratados endodonticamente, principalmente das que apresentam raízes debilitadas.

### 6.3 Da metodologia empregada

Atualmente, as políticas de saúde na Odontologia são orientadas para prevenção e tratamento precoce das enfermidades mais prevalentes, como cáries, doença periodontal e anomalias dento-maxilares<sup>19</sup>. Esta filosofia conservadora dificultou a obtenção de dentes humanos para pesquisas *in vitro* e essa questão fica ainda mais crítica quando se necessita de dentes anteriores para realização de experimentos, uma vez que, de um modo geral, são os menos extraídos<sup>19</sup>. Além da escassez de dentes humanos não cariados extraídos, existe também o aspecto ético de usá-los em trabalhos científicos, esbarrando na Lei nº 9.434, de 02/04/1997, que proíbe a extração pós-morte e o comércio de órgãos dentais<sup>19</sup>. Uma alternativa para solução deste impasse foi o uso de dentes bovinos, que são facilmente obtidos, além de apresentarem baixos índices de cáries<sup>19</sup>.

Dessa forma, esta pesquisa foi conduzida em dentes bovinos por serem de pronta disponibilidade e possuírem um tamanho maior, o que acaba facilitando as manobras técnicas<sup>79</sup>. Carvalho et al.<sup>20</sup> (2005) são favoráveis à utilização de incisivos bovinos por permitirem uma melhor padronização da amostra. De acordo com Mendoza et al.<sup>77</sup> (1997) uma maneira para diminuir o alto desvio padrão em estudos de fratura

radicular é tentar coletar dentes de dimensões semelhantes, tarefa essa extremamente subjetiva e demorada. Assim, todas as raízes foram cuidadosamente selecionadas a fim de padronizar o tamanho e sua qualidade. Yoldas et al.<sup>116</sup> (2005) relatam que, mesmo utilizando dentes com dimensões aproximadas, a forma do canal e o contorno do dente, bem como a espessura de dentina afetam significativamente a distribuição de tensão em tecidos remanescentes. Portanto, no presente trabalho as espessuras do remanescente radicular também foram padronizadas a fim de minimizar os desvios padrões dos resultados.

Todas as raízes selecionadas receberam tratamento endodôntico fundamentados nos trabalhos de Saupe et al.<sup>98</sup> (1996), Mendoza et al.<sup>77</sup> (1997), Li et al.<sup>64</sup> (2006), Gonçalves et al.<sup>43</sup> (2006), Wu et al.<sup>112</sup> (2007), preparando-se o conduto radicular para receber um pino com 8mm de comprimento intra-radicular. Faria et al.<sup>36</sup> (2007) dispõem que, na maioria dos dentes tratados endodonticamente, os pinos são cimentados a uma profundidade de 8 a 10mm.

Durante o tratamento endodôntico, os canais foram obturados com guta-percha associada a cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply Maillefer) à base de hidróxido de cálcio, a fim de não interferir na resistência adesiva dos materiais resinosos à dentina do conduto radicular. Dados prévios da literatura mostram que o tipo de cimento endodôntico não tem nenhum efeito prejudicial na retenção do pino de fibra<sup>73, 76</sup>, enquanto que Baldissara et al.<sup>10</sup> (2006) demonstraram que o cimento endodôntico contendo eugenol, se não for removido, pode interferir na polimerização dos cimentos resinosos<sup>10</sup>. Um dos primeiros passos para se eliminar a possibilidade de interferência negativa do eugenol na cimentação adesiva, evitando-se assim o comprometimento da polimerização do cimento resinoso, é a utilização de um cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26 – Dentsply).

As soluções irrigadoras utilizadas no canal radicular durante tratamento endodôntico foram o hipoclorito de sódio (NaOCl – 1%) e

agentes quelantes, pois é amplamente aceito que um método efetivo para remover o remanescente orgânico e inorgânico é irrigar o canal radicular, alternando NaOCl e ácido etileno-diamino-tetra-acético a 17% (EDTA) seguido por uma irrigação final com NaOCl para parar o efeito da quelação<sup>32</sup>. A utilização do EDTA para o tratamento da superfície do canal radicular tem sido indicada por ser um quelante que possui a capacidade de remover seletivamente a hidroxiapatita sem prejudicar a estrutura da matriz de colágeno, além de remover a *smear layer*, facilitando a ação em profundidade do hipoclorito de sódio que, por sua vez, é capaz de degradar substância orgânica e desempenhar ação bactericida<sup>55, 101</sup>. Entretanto, nesse estudo, após o tratamento endodôntico e durante a fase de remoção parcial da guta-percha para preparar o conduto para receber o pino e/ou o reforço, o NaOCl não foi utilizado como solução irrigadora devido aos seus efeitos negativos na resistência de união de sistemas adesivos relatados por Perdigão et al.<sup>88</sup> (2000) e Carvalho et al.<sup>22</sup> (2004). Para uma maior segurança, aguardou-se um período de duas semanas entre o tratamento endodôntico e a cimentação do pino, com a finalidade de diminuir a quantidade de oxigênio residual presente nas paredes do canal radicular, proveniente da irrigação com NaOCl a 1%. Além disso, o preparo do canal radicular com brocas adequadas para posterior inserção do pino determinou o desgaste da dentina radicular superficial e, conseqüente, exposição de uma dentina mais profunda, sem o contato direto com a solução irrigadora.

A remoção da guta-percha e cimento endodôntico, para preparar o conduto para receber o pino, seguiu uma seqüência de desgaste com fresas, a fim de criar espaço para a inserção passiva do pino de fibra pré-fabricado. A remoção mecânica da dentina impregnada de cimento endodôntico das paredes do canal durante o preparo do conduto radicular é um passo crítico para conseguir ótima retenção do pino<sup>15</sup>. Serafino et al.<sup>99</sup> (2004), após avaliação por microscopia eletrônica de varredura da superfície da dentina radicular preparada para receber

um pino, mostraram a dificuldade na obtenção de uma superfície de dentina limpa e satisfatória para adesão de materiais resinosos, apesar do condicionamento ácido e posterior lavagem com água destilada. Mesmo após o condicionamento com ácido fosfórico observaram restos de cimento endodôntico, guta-percha e *smear layer* nos vários níveis do conduto radicular, em alguns casos até mesmo a presença de tampões desses materiais. É provável que durante o procedimento de condensação, cimento endodôntico e guta-percha penetrem nos túbulos dentinários. Teoricamente, a ação das fresas usadas na remoção do material de preenchimento da raiz para criar espaço ao pino, auxiliada pelo calor gerado pela fricção da broca, produz uma nova *smear layer* rica em restos de cimento endodôntico e guta-percha. Isto pode diminuir a penetração e a ação de substâncias químicas como o ácido fosfórico<sup>99</sup>.

Após a remoção parcial de guta-percha, o grupo Vario-RI foram preparados com brocas Largo nº 4 e 5 para receber o pino de fibra, alargando o conduto até 1.5mm de diâmetro, de tal forma a deixar um remanescente de parede radicular de 2 a 2.5mm. O grupo das raízes debilitados receberam ainda um desgaste adicional com ponta diamantada nº1016 (Ø 1.8mm) até 8mm de profundidade, 3017 HL (Ø 2.5 mm) até 5mm e 3018 HL (Ø 3mm) até 3mm, de tal forma a deixar um remanescente de parede radicular de 0.50 – 0.75 mm no terço cervical da raiz, fundamentados nos trabalhos de Saupe et al.<sup>98</sup> (1996) e Marchi et al.<sup>74</sup> (2003). Isto pode ser justificado com base nos trabalhos de Johnson et al.<sup>56</sup> (2000) e Marchi et al.<sup>74</sup> (2003) que relataram que somente em uma condição de extrema fragilidade radicular, com paredes radiculares finas, poderia se demonstrar o potencial de reforço da estrutura dentária remanescente, provida pelos materiais restauradores. O presente trabalho padronizou o remanescente da parede radicular seguindo as recomendações de Newman et al.<sup>83</sup> (2003), que sugeriram estudos adicionais nos quais as espessuras das paredes dentinárias radiculares poderiam ser reduzidas significativamente e serem padronizadas, a fim de

avaliar a real capacidade de reforço radicular dos materiais experimentados.

Com base em informações providas por Carvalho et al.<sup>22</sup> (2004) e Sigemori<sup>101</sup> (2006), o uso do EDTA, a princípio, não causa prejuízos significantes à posterior aplicação dos sistemas adesivos (convencionais ou auto-condicionantes). Assim, para tentar aumentar a retenção do cimento à dentina radicular, foi estabelecido executar em todos os grupos uma irrigação com 10 ml de EDTA a 17% por 1 min, prévio aos procedimentos restauradores, a fim de auxiliar na remoção superficial da nova camada de *smear layer*<sup>18</sup>. Em seguida, foi executada lavagem com água destilada e condicionamento com ácido fosfórico 35%-37%, por 15s, para remoção adicional da *smear layer* e desmineralização da dentina antes dos procedimentos adesivos<sup>99</sup>, exceto no grupo do cimento RelyX Unicem e Multilink, no qual se utilizou sistemas auto-condicionantes, bem como nos grupos aonde foi utilizado cimento de fosfato de zinco (NMF-RI e NMF-RD), que seguiu a cimentação convencional.

Dos materiais selecionados para reforçar a raiz, justifica-se o uso do cimento resinoso dual (Variolink II) por oferecer benefício dos componentes auto e fotopolimerizáveis. Constitui em um material com um maior tempo de trabalho, capaz de atingir um alto grau de conversão, na presença ou na ausência de luz<sup>17</sup>. Não obstante, trabalhos de Jardim<sup>55</sup> (2004), Kumbuloglu et al.<sup>59</sup> (2004), Faria et al.<sup>36</sup> (2007), Aksornmuang et al.<sup>4</sup> (2007) e Piwowarczyk et al.<sup>91</sup> (2007) mostraram que os cimentos resinosos duais são dependentes da fotopolimerização. Assim, um grau inadequado de conversão é esperado quando a energia da luz não está disponível<sup>24, 55</sup> e polimerização adequada é necessária para prover ótimas propriedades mecânicas<sup>36</sup> e adesivas<sup>91</sup>, levando à conclusão de que cimentos resinosos duais sempre devem ser fotopolimerizados<sup>36</sup>.

Então, durante cimentação do pino, áreas marginais expostas podem ser largamente auxiliadas por ambos os modos, auto e

fotopolimerização, porque o cimento resinoso está prontamente acessível à luz do fotopolimerizador<sup>36</sup>, ao passo que, nas regiões mais profundas, uma redução significativa na intensidade ocorre como resultado da dispersão da luz dentro do cimento resinoso e sombreamentos produzidos pela estrutura do dente e do pino<sup>26</sup>. Deste modo, no presente trabalho convencionou-se fotopolimerizar todos os cimentos resinosos duais com o intuito de padronizar esta variável. Ainda com base nestas informações, justifica-se também a avaliação de um cimento resinoso autopolimerizável (Multilink, Ivoclar Vivadent) que não depende da luz para sua polimerização, a fim de se verificar possíveis vantagens sobre o cimento dual em condutos radiculares debilitados, bem como o uso do cimento de ionômero de vidro reforçado por resina (Vitremmer, 3M) devido à sua tripla forma de polimerização (reação ácido-base, auto e fotopolimerização), assegurando uma completa polimerização do material (informação do fabricante), o que melhora as suas propriedades mecânicas.

Porém, a técnica adesiva multi-passo é complexa e bastante sensível e, conseqüentemente, pode comprometer a efetividade da união. Recentemente, um novo cimento resinoso foi introduzido na Odontologia, combinando o uso de adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade de pré-tratamento do dente e da restauração<sup>31</sup>. Esta praticidade técnica deste novo cimento RelyX Unicem (3M ESPE), considerado auto-adesivo, motivou a sua eleição como um dos grupos experimentais do presente trabalho. As propriedades adesivas são atribuídas aos monômeros ácidos que desmineralizam e infiltram o substrato dentinário, resultando em uma retenção micromecânica. Reações secundárias têm sido informadas que promovem adesão química à hidroxiapatita (3M ESPE RelyX Unicem perfil do produto), semelhante aos cimentos de ionômero de vidro<sup>31</sup>, bem como reação de tripla presa similar ao ionômero reforçado por resina (Vitremmer, 3M ESPE).

Os procedimentos adesivos de todos os grupos foram padronizados seguindo as instruções do fabricante, uma vez que a literatura mostra uma limitação técnica em se alcançar uma adesão favorável nos condutos radiculares, independentemente do adesivo empregado<sup>22</sup>. A aplicação destes no interior do conduto radicular foi padronizada com o uso do pincel tipo *microbrush*, já que promove uma melhor uniformidade na formação da camada híbrida ao longo do canal radicular que os pincéis plásticos convencionais<sup>55, 110</sup>. De acordo com Vichi et al.<sup>110</sup> (2002), os pincéis convencionais não conseguem levar o sistema adesivo às porções mais profundas dos canais, pois suas cerdas apresentam normalmente 4 a 5mm de comprimento, não sendo suficientes para atingir a região mais apical, diferentemente do que acontece com o pincel *microbrush*, cujo formato favorece a aplicação intra-radicular.

Somente no grupo Tetric-RD, o reforço radicular com resina composta foi realizado utilizando o adesivo de três passos (Scotchbond Multi Purpose Plus, 3M ESPE) no seu modo autopolimerizável, com base na informação prévia de que este adesivo pode criar um embricamento micromecânico mais espesso entre cimento resinoso e dentina condicionada que com sistemas adesivos *one-step* (simplificados)<sup>86, 94</sup>, sendo mais efetivo também no terço apical<sup>111</sup>, pois não existe comprometimento da polimerização<sup>55</sup>. Nos terços cervical e médio, as formações da camada híbrida e das infiltrações de adesivos também mostraram se mais uniformemente formadas<sup>111</sup>.

Após os procedimentos restauradores da porção radicular, de acordo com os grupos experimentais, a porção coronária foi confeccionada com 6mm de altura e 5mm de largura, tanto para o núcleo metálico fundido como para o núcleo de preenchimento de resina composta, semelhante ao executado por Maccari et al.<sup>71</sup> (2007), a fim de respeitar os princípios biomecânicos de uma restauração de um dente tratado endodonticamente.

A resina composta fotopolimerizável Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) foi selecionada para confecção do núcleo de preenchimento, nos grupos que receberam pino de fibra de vidro, com base nas informações providas por Cohen et al.<sup>27</sup> (1997) e Ricketts et al.<sup>94</sup> (2005) que dispõem que a combinação de pino pré-fabricado e resina composta para confecção do núcleo de preenchimento mostra ser mais resistente à fratura que outros materiais. Além disso, apresenta vantagens adicionais como adesão à estrutura dentária e ao pino de fibra por meio dos adesivos dentinários, bem como a estética mais favorável<sup>94</sup>. Nos grupos do núcleo metálico fundido, a porção coronária foi confeccionada em componente único com a parte radicular, com liga de Ni-Cr.

A montagem do corpo de prova do presente estudo, a fim de ser submetido ao ensaio mecânico de resistência à fratura radicular, foi realizada tendo como base os trabalhos de Guzy, Nicholls<sup>50</sup> (1979), Sirimai et al.<sup>102</sup> (1999), Akkayan, Gulmez<sup>3</sup> (2002), Oliveira<sup>84</sup> (2002), Newman et al.<sup>83</sup> (2003) e Wu et al.<sup>112</sup> (2007) tentando simular a presença do ligamento periodontal, cobrindo a superfície radicular com material elastomérico, para permitir melhor distribuição de estresse da coroa para a raiz e se aproximar de uma condição clínica mais real. Guzy, Nicholls<sup>50</sup> (1979) afirmaram que a aplicação da silicona de condensação de 0.25mm de espessura, aproximadamente à largura do ligamento periodontal, simularia esta estrutura. Akkayan, Gulmez<sup>3</sup> (2002) e Newman et al.<sup>83</sup> (2003) simularam a presença do ligamento periodontal com poliéter, enquanto que Wu et al.<sup>112</sup> (2007) e Sirimai et al.<sup>102</sup> (1999) simularam com uma fina camada de silicona de adição de aproximadamente 0.1 a 0.2mm de espessura. Contrariamente, Hunter et al.<sup>54</sup> (1989) afirmam que a simulação precisa do ligamento periodontal usando materiais borrachóides é ilusória. Porém, a não inclusão das raízes diretamente nos blocos de resina acrílica evita o reforço externo da estrutura radicular por este material. Reforço rígido da raiz não ocorre clinicamente e isto pode

conduzir a valores de resistência distorcida e possivelmente afetar o modo de fracasso dos espécimes<sup>71, 84, 102</sup>.

Assim, após a simulação do ligamento periodontal, todos os espécimes foram incluídos em resina acrílica semelhante aos trabalhos de Guzy, Nicholls<sup>50</sup> (1979), Johnson et al.<sup>56</sup> (2000), Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), Zogheib<sup>117</sup> (2005). Desta forma, tentativas foram feitas visando simular os ligamentos periodontais e estruturas de suporte dos dentes, não sendo as raízes incluídas diretamente em blocos de resina acrílica. As camadas finas de material borrachóide simularam os ligamentos periodontais, e o alvéolo e blocos de resina acrílica foram usados para simular as estruturas ósseas.

Ainda seguiu-se metodologia semelhante aos trabalhos realizados por Marchi et al.<sup>74</sup> (2003) e Zogheib<sup>117</sup> (2005) onde 3mm da porção radicular cervical não foram incluídos na resina acrílica para simular a distância biológica, pois, de acordo Johnson et al.<sup>56</sup> (2000), a exposição da dentina radicular deveria simular as condições clínicas de sustentação dada a dentes saudáveis através do osso alveolar, resultando em tensões menos catastróficas por causa do momento menor de dobramento e tensões máximas localizadas muito mais cervicalmente. Momento maior de força leva à uma tensão de dobramento irreal e maior na interface da parede vestibular/material de inclusão e induzem todas as fraturas nesta interface.

Com o corpo de prova confeccionado, o ensaio mecânico foi realizado diretamente sobre o núcleo e não sobre uma coroa, a fim de evitar a mistura de uma grande quantidade de materiais heterogêneos, ou seja, de pino intra-radicular, cimento, núcleo e coroa<sup>28</sup>. Ainda, as coroas totais agem distribuindo a carga mais uniformemente sobre o núcleo<sup>81</sup> e concentram as forças nas regiões externas do terço coronário da raiz, especialmente nas interfaces de materiais com diferentes módulos de elasticidade<sup>9</sup>. Cormier et al.<sup>28</sup> (2001), trabalhando com pino de fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, titânio e fundido de liga de Au-Pd,

verificaram maiores diferenças estatísticas entre os grupos quando o ensaio mecânico foi realizado diretamente sobre o núcleo. Quando a carga foi aplicada sobre a coroa total metálica fundida de liga Au-Pd e com pelo menos 1mm de estrutura dentária axial sadia, não observaram diferenças estatísticas na resistência à fratura a não ser no grupo de pinos de fibra de vidro, que apresentou a menor resistência. Assim, no presente estudo, optou-se em aplicar a carga diretamente no núcleo, a fim de eliminar a influência da coroa total na resistência à fratura. O objetivo foi avaliar a resistência à fratura no estágio clínico anterior à instalação da coroa, ou seja, aplicando-se a carga e criando-se força no pino, estrutura radicular circunvizinha e núcleo, até identificar o menos resistente desses fatores, semelhante aos trabalhos realizados por Cormier et al.<sup>28</sup> (2001).

A angulação utilizada durante o carregamento tangencial de compressão foi em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Este ângulo foi selecionado devido à proximidade ao ângulo interincisal ideal de 134.5° (classificação Classe I de Angle) como determinado pela análise ortodôntica<sup>74, 78</sup>. Assim, constitui-se em uma angulação consagrada para ensaio experimental de resistência à fratura de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente, onde a literatura mostra a utilização de ângulo de 130°<sup>3, 50, 53, 87</sup> ou 135°<sup>43, 64, 71, 74, 78, 92, 98, 112, 117</sup> em relação ao longo eixo da raiz. Uma angulação diferente como, por exemplo, de 90° entre o dispositivo de aplicação de carga da máquina de ensaio e o longo eixo do dente, simularia uma força de impacto que um dente anterior superior poderia receber em um acidente<sup>28</sup>, não reproduzindo uma condição clínica normal.

Em relação à velocidade de teste, a literatura mostra uma variação desde 5cm/min, utilizada por Guzy, Nicholls<sup>50</sup> (1979), à 0.5mm/min, utilizada por Maccari et al.<sup>71</sup> (2007). Optou-se por 0.5mm/min semelhante aos utilizados por Mendoza et al.<sup>77</sup> (1997), Johnson et al.<sup>56</sup> (2000), Pontius, Hutter<sup>92</sup> (2002), Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), Newman et al.<sup>83</sup> (2003), Mitsui et al.<sup>78</sup> (2004), Zogheib<sup>117</sup> (2005) e Maccari et al.<sup>71</sup> (2007),

uma vez que Carvalho et al.<sup>20</sup> (2005) dispõem que velocidades maiores, por exemplo a partir de 3cm/min, poderiam causar força de impacto ao invés de compressão.

Em relação ao ponto de aplicação de carga, foi utilizada metodologia semelhante ao informado por Zogheib<sup>117</sup> (2005), que aplicou a carga a 3mm da margem incisal em uma porção coronária de 6mm, sobre um guia confeccionado na face palatina, de tal forma que a ponta ativa da máquina de ensaio fosse direcionada sempre para o centro da mesma superfície, no seu terço médio. Isto foi possível devido ao dispositivo desenvolvido para posicionar os corpos de prova na máquina de ensaio.

Assim, os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva tangencial em uma máquina de ensaios mecânicos (MTS 810, MTS Systems Corporation, USA) a um ângulo de 135° em relação ao longo eixo das raízes, a uma velocidade de 0.5mm/min, até a sua fratura/fracasso. É importante enfatizar que para o teste in vitro do presente trabalho, o momento do fracasso é confirmado por uma diminuição súbita na medida da força na máquina de ensaio. Então, os espécimes considerados fraturados/fracassados não necessariamente foram separados em 2 partes<sup>43</sup>.

## **6.4 Dos resultados**

### **6.4.1 Resistência à fratura radicular**

As primeiras tentativas de reforço radicular não foram baseadas em evidência científica, mas sim em relatos de casos clínicos e adaptações de materiais para tentar reforçar uma raiz debilitada<sup>34, 35, 58, 65-67</sup>. Entretanto, existe um consenso nos trabalhos clínicos, onde a maior preocupação seria preservar a estrutura radicular, prevenindo contra uma possível fratura e possibilitando um reforço da estrutura, tornando-a capaz

de suportar uma restauração coronária definitiva, desta forma, nestes casos, contra-indicando o uso de núcleo metálico fundido<sup>34, 35, 58, 66, 67, 105</sup>. A literatura ainda mostra que os materiais adesivos utilizados para reforço radicular de raízes debilitadas melhoram a sua resistência mecânica em comparação com as mesmas raízes debilitadas sem reforço, restauradas com dispositivos intra-radulares metálicos<sup>20, 42, 43, 71, 77, 98, 112, 116</sup>, melhorando assim a restaurabilidade dos dentes tratados endodonticamente, mas este grau de reforço não atinge a resistência de raízes biomecanicamente íntegras<sup>74</sup>.

Neste contexto, Lui<sup>65</sup> (1987) descreveu uma técnica de reforço radicular utilizando resina composta autopolimerizável associada a um pino metálico paralelo. A desvantagem deste sistema era a falta de controle sobre a reação de polimerização do compósito colocado na porção apical do canal radicular<sup>105</sup>. Em seguida, Lui<sup>66</sup> (1992) sugere a utilização intra-radicular do cimento de ionômero de vidro reforçado com partículas metálicas Cermet (Ketac-Silver, Espe) para reforço de raízes debilitadas de dentes anteriores. O autor baseia-se nas propriedades mecânicas melhoradas deste cimento em relação ao cimento de ionômero de vidro convencional, adesão à estrutura dentária, estabilidade dimensional, selamento e coeficiente de expansão térmico semelhante à estrutura dentinária, permitindo excelente adaptação a longo prazo, desde que o material seja manipulado corretamente. Porém, a desvantagem do Cermet é que apresenta propriedade mecânica inferior à resina composta<sup>67</sup>. O mesmo autor<sup>67</sup>, em 1994, ainda apresenta um outro trabalho clínico realizando reforço da porção intra-radicular debilitada com resina composta fotopolimerizável auxiliada por um pino plástico, liso e foto-transmissor (Luminex, Dentatus, E.U.A.), acreditando em uma polimerização mais efetiva do material nas porções mais profundas.

KimmeI<sup>58</sup> (2000) e ErkuI et al.<sup>35</sup> (2004) descreveram uma técnica alternativa para restaurar um canal radicular alargado em um dente anterior associando fibra de polietileno (Ribbond; Ribbond Inc,

E.U.A.) com pino de fibra de vidro. A idéia consiste em criar um complexo resistente e flexível adaptado nas paredes do conduto radicular, aonde as fibras de polietileno são introduzidas no espaço ao redor do pino. Após a restauração deste canal radicular e confecção do núcleo de preenchimento em resina composta cria-se uma estrutura capaz de suportar uma coroa total ou até mesmo servir como pilar para prótese fixa. A desvantagem é que a introdução adicional de fibras de polietileno no conduto radicular é um processo relativamente demorado, como vantagens citam que é um material biocompatível, inerte, incolor e translúcido.

Duprez et al.<sup>34</sup> (2004) descrevem a utilização do cimento de ionômero de vidro condensável (Fuji IX, GC América) como meio de fortalecer as paredes dentinárias finas da raiz, tornando mais seguro o tratamento endodôntico e restaurador de dentes necrosados imaturos.

Tait et al.<sup>105</sup> (2005) através de uma série de documentos, mostram a complexidade de se reabilitar um dente tratado endodonticamente e fazem uma consideração exclusiva sobre restauração de raízes debilitadas, descrevendo uma técnica viável para reforço desta estrutura. Consideram viável o uso de resina composta fotopolimerizável, polimerizada no interior do conduto radicular com auxílio de um pino plástico, liso, translúcido e foto-transmissor (Luminex, Dentatus, E.U.A.) para restaurar a parede da dentina radicular. Isto possibilitaria o restabelecimento de um novo conduto radicular de menor diâmetro com paredes radiculares mais reforçadas. Na técnica original, após o reforço radicular, um pino metálico era cimentado no canal. Porém, estes mesmos autores ressaltam que com a evolução dos sistemas adesivos, pinos de fibras e cimentos resinosos, a restauração interna da raiz pode incorporar e se beneficiar desses novos materiais e técnicas adesivas.

Com o intuito de suportar esta necessidade clínica, e acompanhar a evolução dos materiais, estudos in vitro de resistência à

fratura radicular de dentes tratados endodonticamente com raízes debilitadas têm sido realizados a fim de buscar evidências científicas acerca da melhor forma de reabilitá-las. Trabalhos in vitro foram conduzidos em dentes humanos<sup>42, 43, 71, 77, 83, 98, 104, 112</sup>, dentes bovinos<sup>20, 74</sup>, dentes artificiais<sup>116</sup>, bem como pela análise de elemento finito<sup>64</sup>. Dentro dessa filosofia de preservação do órgão dental, o presente experimento foi realizado para avaliar algumas associações de materiais e técnicas que poderiam ser utilizados na restauração de uma raiz severamente debilitada. Os resultados do ensaio mecânico de compressão tangencial, após análise estatística revelaram diferenças significativas entre os grupos.

Os resultados menos favoráveis de resistência à fratura foram observados com o uso de núcleo metálico fundido (NMF) em canais radiculares debilitados (grupo NMF-RD/107.7436N). Nestas situações, clinicamente Lui<sup>66</sup> (1992), Kimmel<sup>58</sup> (2000) e Tait et al.<sup>105</sup> (2005) contra-indicam o uso de NMF devido a estes induzirem um efeito cunha que podem resultar em fratura radicular de uma raiz já debilitada. Este estresse interno é diretamente proporcional ao diâmetro do dispositivo intra-radicular e a resistência à fratura radicular é diretamente proporcional à quantidade de estrutura dentária remanescente<sup>7, 43, 92, 98</sup>, o que pode explicar os resultados observados. Tal comportamento foi demonstrado por Saupe et al.<sup>98</sup> (1996), que concluíram que pinos de diâmetros maiores (1.8mm) mostraram menor resistência à fratura radicular que diâmetros menores (1.3mm). Além disso, os NMF são materiais rígidos, que apresentam um módulo de elasticidade maior que o da dentina, tendo potencial para transferir e concentrar tensões aplicadas ao redor da estrutura radicular comprometida, principalmente próximo à parte cervical das superfícies radiculares, conduzindo a um maior risco de fratura<sup>54, 116</sup>. Assim, considerando os resultados do presente trabalho, em situações clínicas nas quais as raízes têm dano extenso, com canal radicular largo ou com um desenvolvimento imaturo da raiz, o uso de um

pino metálico fundido convencional está contra-indicado pois, além de comprometer a estética, transparecendo o acinzentado metálico através da fina parede radicular<sup>37</sup>, aumenta o risco de fratura radicular<sup>58, 66, 67, 112</sup>. De um modo geral, nestes casos, não se utiliza pinos intra-radulares rígidos (metálicos ou de zircônio, fundidos ou pré-fabricados) apoiados intimamente nas paredes dentinárias do canal radicular, mas buscam-se alternativas técnicas para reforçar mecanicamente a estrutura comprometida, para posterior inserção de retentores intra-radulares, criando assim condições para reter e suportar uma restauração coronária<sup>58, 105, 116</sup>. Exemplos são técnicas que removam mínima estrutura dentária remanescente, utilizem materiais com adequada flexibilidade e módulo de elasticidade suficiente para absorver o estresse, reforcem e fortaleçam a raiz, sejam de fácil execução com mínima sensibilidade de técnica, e unam fraturas e trincas existentes para prevenir propagação ao periodonto<sup>58, 105</sup>.

Ao contrário do presente trabalho, Maccari et al.<sup>71</sup> (2007) mostraram maior resistência à fratura radicular em canais alargados restaurados com NMF de Ni-Cr quando comparado ao reforço provido pelo cimento resinoso dual (RelyX ARC, 3M ESPE), associado ao pino de fibra de vidro ou pino de fibra de quartzo. Este comportamento pode ser explicado pela espessura do remanescente da parede radicular, que apresentava em média mais de 2mm, ou seja, não foi simulada uma debilidade radicular extrema (menos de 1mm de remanescente de parede radicular) e, nestas condições, o uso de materiais para reforço radicular pode não aumentar a resistência à fratura<sup>50, 56</sup>.

Dessa forma, quando a raiz não está debilitada, o NMF apresenta os maiores valores de resistência à fratura. Este comportamento foi confirmado no presente trabalho, onde os resultados mostraram que o grupo das raízes íntegras que recebeu NMF (grupo NMF-RI) teve a maior média de resistência à fratura (362.3308 N), com

diferença estatisticamente significativa comparada aos grupos NMF-RD, Multi-RD, Vario-RD e Vitre-RD.

Uma possível explicação para os maiores valores da média de resistência à fratura do grupo NMF-RI pode ser devido à perfeita adaptação dos NMF à parede do canal radicular, em decorrência da obtenção de núcleos a partir da fundição de um padrão de resina acrílica que reproduz a anatomia interna do canal radicular<sup>78, 98</sup>, circundados principalmente por um bom remanescente dentinário radicular<sup>7, 43, 92, 98</sup>. Um outro fator que pode explicar os resultados está relacionado às condições de aplicação de carga nos espécimes<sup>93</sup>. Quando a carga foi aplicada na concavidade palatina do núcleo, os dentes se comportaram mecanicamente como um *cantilever* ou uma viga estática fixada no seu extremo. Nesta situação, a carga de fratura registrada representou a resistência ao dobramento do *cantilever*, que se constituiu em uma estrutura multicomponente incluindo a raiz, a porção coronária, o pino e o núcleo<sup>93</sup>. Como resultado, os dentes com NMF mais rígidos que qualquer pino de fibra foram mais resistentes às forças de dobramento e exibiram cargas de fracasso maiores, opinião semelhante também compartilhada por Fraga et al.<sup>39</sup> (1998). Esta situação ocorreu no presente estudo, pois, de acordo com a informação do fabricante, o módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro utilizado é de 18-20 GPa, que é significativamente menor que o da liga de Ni-Cr ( $E=154-210$  GPa)<sup>6</sup>.

Entretanto, no presente trabalho, ao contrário do trabalho de Maccari et al.<sup>71</sup> (2007), o grupo das raízes íntegras tratadas com NMF (grupo NMF-RI: 362.3308 N) não demonstrou diferença estatisticamente significativa quando comparada ao grupo das raízes íntegras que receberam pino de fibra de vidro (grupo Vario-RI: 299.1094N). Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Mitsui et al.<sup>78</sup> (2004) que comprovaram que não havia diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura de canais radiculares bovinos restaurados com NMF,

pinos de fibra de carbono, de fibra de vidro e de zircônia, considerando uma raiz mecanicamente íntegra.

Vários estudos investigaram a resistência ao fracasso de raízes que receberam pinos de fibra, comparando-a com os pinos metálicos<sup>28, 83, 93, 98</sup>. Infelizmente os resultados foram conflitantes. Trabalho de Cormier et al.<sup>28</sup> (2001), sob condições experimentais semelhantes, onde a carga foi aplicada diretamente sobre o núcleo de preenchimento de resina composta, demonstraram uma menor resistência ao fracasso nos dentes tratados endodonticamente, restaurados com pino de fibra (108.5 N), comparados respectivamente, a dentes restaurados com pinos metálicos pré-fabricados de titânio (204.0 N) e fundidos de Au-Pd (184.7 N). Newman et al.<sup>83</sup> (2003) também mostraram que a carga para fraturar as raízes que receberam pinos de aço inoxidável foi significativamente maior que os pinos de fibra de vidro (Fibrekor e Luscent Anchor). Qing et al.<sup>93</sup> (2007) informam maiores valores de resistência à fratura radicular de núcleos metálicos fundidos (Ni-Cr) em comparação ao pino de fibra de vidro/zircônio.

Porém, outros autores concluíram que a resistência à fratura de raízes restauradas com pino de fibra de vidro é igual ou maior que em dentes restaurados com pinos metálicos fundidos<sup>78, 98</sup>. Segundo Newman et al.<sup>83</sup> (2003), uma possível explicação na diferença de resistência à fratura radicular quando do uso de pinos de fibra de vidro é, em parte, devido à composição desses pinos. As porcentagens de fibra de vidro, carga e resina são variáveis de fabricante para fabricante e, quanto maior o conteúdo de fibras de vidro, maior a resistência exibida por estas estruturas.

Apesar das raízes íntegras com canal tratado restauradas com pino de fibra de vidro apresentarem, numericamente, mas não estatisticamente, os menores valores de resistência ao fracasso que o NMF observado no presente estudo, não se pode concluir, diante dos resultados, que este pino de fibra não é satisfatório para uso clínico.

Ferrario et al.<sup>38</sup> (2004) informaram que a força de mordida em um dente unitário de adultos jovens saudáveis (idade média de 20 anos, com dentição permanente completa) de homens e mulheres, varia de 94 a 190N em dentes anteriores. Ainda Tan et al.<sup>107</sup> (2005) informam que a carga máxima nos dentes anteriores é variável, mas o valor em média não ultrapassa a 200N, em uma oclusão normal, que é muito mais baixo que a carga de fracasso do grupo de pinos de fibra (299.1094 N) encontrados neste estudo. Aliás, seguindo esta linha de raciocínio, o único grupo que apresentou resistência à fratura abaixo de 200N foi o grupo das raízes debilitadas restauradas com NMF (NMF-RD: 107.7436 N), o que acaba mais uma vez contra-indicando esta modalidade de tratamento em dentes anteriores debilitados. Então, pode ser sugerido que o uso de pino de fibra de vidro seria um tratamento indicado em dentes anteriores com canal tratado e raízes íntegras, pois estes resistiriam às forças oclusais normais.

Uma vantagem dos pinos de fibra de vidro cimentados adesivamente é que possuem uma capacidade de absorção e redistribuição mais homogênea de tensões ao remanescente dental, por apresentarem um módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina<sup>75, 83, 84</sup>. A concentração de tensões tem sido relacionada com os dispositivos intra-radulares rígidos (metálicos ou cerâmicos), pelo fato de apresentarem (E) consideravelmente maior que o da dentina<sup>5, 7, 60, 89</sup>. Com base nestes estudos de distribuição de tensões, parece ser evidente o efeito de concentração de tensões nas paredes radulares com pinos de alto módulo de elasticidade (efeito cunha), fato que aumenta o risco de fratura e facilita a degradação da adesão, uma vez que uma menor área da estrutura suporta maior tensão, ao passo que pinos com (E) similar ao da dentina permitem que as tensões sejam distribuídas mais uniformemente na raiz, aumentando a resistência à fratura do remanescente dental<sup>3, 75, 83, 84</sup>.

No grupo experimental das raízes debilitadas que receberam reforço radicular com resina composta associada ao pino de fibra de vidro (Grupo Tetric-RD), observou-se uma resistência à fratura cerca de 2,7 vezes maior que o Grupo NMF-RD. Estes resultados corroboram com os resultados divulgados por Saupe et al.<sup>98</sup> (1996) e, Gonçalves et al.<sup>43</sup> (2006), que também encontraram maiores valores de resistência (cerca de 1,5 vezes e 2,5 vezes, respectivamente) à fratura radicular em raízes debilitadas restauradas com resina composta, utilizando o pino Luminex (Dentatus, E.U.A.) para polimerizar a resina, em comparação com o NMF convencional. Porém Saupe et al.<sup>98</sup> (1996) associaram o reforço de resina composta com núcleo metálico fundido e Gonçalves et al.<sup>43</sup> (2006) além de terem associado ao núcleo metálico fundido, não simularam uma raiz debilitada e nem o ligamento periodontal, como na metodologia do presente estudo, o que pode ter influenciado nos resultados. O que fica evidente é que o reforço com resina composta, polimerizada com auxílio do pino Luminex (Dentatus, E.U.A.), que parece melhorar as condições de polimerização da resina composta<sup>56</sup>, aumenta a resistência à fratura radicular em comparação ao tratamento convencional com NMF. Este comportamento pode ser atribuído ao aumento da espessura da parede dentinária radicular com resina composta e ao seu (E) semelhante ao da dentina, o que distribui uniformemente as forças oclusais ao longo do comprimento do pino<sup>43, 77, 98, 112</sup>. Então, a substituição e reforço da estrutura dentária intra-radicular destruída com material, que é elasticamente compatível com a dentina, é melhor que substituir com pino e núcleo metálico fundido de forma convencional<sup>116</sup>.

Yoldas et al.<sup>116</sup> (2005), em um estudo in vitro, mediram a tensão gerada na região cervical de uma raiz debilitada. Os resultados mostraram que quando resina composta foi utilizada para reforçar os canais radiculares debilitados, os valores de estresses foram estatisticamente menores que com o uso de pinos fundidos e núcleo sem reforço de resina composta. Os valores de tensão medidos ficaram entre

39,6 e 52,5% maiores no grupo de NMF sem reforço de resina, mostrando que a reabilitação do espaço do pino com resina reduz significativamente os valores de tensão à região cervical da superfície radicular. Ainda, quando o NMF foi usado, as tensões cervicais em raízes debilitadas foram significativamente maiores, cerca de duas vezes mais, que quando núcleo de resina foi utilizado. O aumento do (E) dos pinos fundidos elevou os valores de tensão próximos à parte cervical das superfícies radiculares, sendo uma evidência de indução de maiores riscos de fratura radicular.

Ainda o grupo Tetric-RD do presente estudo apresentou excelente comportamento mecânico, não apresentando diferença estatisticamente significativa com o grupo das raízes íntegras que receberam núcleo metálico fundido (NMF-RI) ou pino de fibra de vidro (Vario-RD). Estudos prévios como o de Saupe et al.<sup>98</sup> (1996), Mendoza et al.<sup>77</sup> (1997), Marchi et al.<sup>74</sup> (2003) e Carvalho et al.<sup>20</sup> (2005) concluem que o uso de materiais restauradores adesivos, como a resina composta e o cimento de ionômero de vidro reforçados por resina para restaurar raízes severamente debilitadas aumenta a sua resistência à fratura, acreditando que esta seja uma conduta viável. Porém, ao contrário do presente estudo, os autores são unânimes em afirmar que o uso desses materiais restauradores não devolve os mesmos níveis de resistência das raízes saudáveis. Entretanto, fazem esta afirmação associando os materiais para reforço radicular com pinos intra-radulares metálicos (fundido ou pré-fabricado) ou pino de zircônia, que são materiais mais rígidos e acabam concentrando as tensões<sup>5, 7</sup>.

Assim, os resultados mais promissores do presente estudo podem ser atribuídos à associação de materiais restauradores e pinos intra-radulares de fibra de vidro com módulos de elasticidade mais próximos ao da dentina<sup>3, 83</sup>. Este complexo gera uma unidade mecanicamente mais homogênea, capaz de aumentar a resistência à fratura chegando, em alguns casos experimentais, a apresentar,

estatisticamente, a mesma resistência de uma raiz íntegra, o que biomecanicamente é extremamente favorável.

Este comportamento satisfatório do presente estudo das raízes debilitadas reforçadas com resina composta microhíbrida fotopolimerizável (grupo Tetric-RD) estão de acordo com os resultados de Gonçalves et al.<sup>43</sup> (2006), que verificaram que o reforço com resina composta Tetric Ceram, utilizando pino fototransmissor (Luminex) apresentaram resistência à fratura radicular semelhante ao NMF de raízes íntegras e uma resistência superior ao NMF de raízes debilitadas. Ainda tendo como base este trabalho, foi escolhida a resina composta fotopolimerizável Tetric Ceram polimerizada com auxílio de um pino fototransmissor Luminex, pois o autor verificou que esta resina obteve, embora sem diferenças estatísticas, os maiores valores de resistência à fratura radicular em comparação ao Filtek Supreme (3M), Z100 (3M) e Renew (Bisco), que fazem parte de diferentes tipos de resina composta fotopolimerizada, com diferentes tamanhos de partículas, sugerindo que estas resinas podem ser utilizadas para o reforço radicular.

Os pinos plásticos, translúcidos, fototransmissores (Luminex, Dentatus, E.U.A.) utilizados para auxiliar na polimerização da resina composta<sup>105</sup> podem ser colocados no canal radicular para permitir a transmissão de luz ao longo de todo o comprimento e circunferência do espaço preparado para receber o pino, mas sua eficiência não tem sido comprovada<sup>22</sup>.

Estes pinos de plásticos translúcidos são lisos e paralelos, com exceção da extremidade, que são cônicas e afiladas<sup>65, 67, 69, 105</sup>. A remoção deles do canal radicular resulta em um espaço “a priori” calibrado e satisfatório para inserção de um pino paralelo e pré-adaptado ao canal restaurado<sup>67, 105</sup>. A maior espessura do composto aderido à parte interna do canal radicular é o maior responsável por reforçar a raiz<sup>43</sup>. Neste aspecto, é recomendado que um pino plástico de menor

diâmetro seja selecionado, o que resultará em uma maior espessura de resina, reforçando as paredes do conduto radicular<sup>50</sup>.

Assim, os pinos de plástico estão disponíveis em seis diâmetros: 1.05mm, 1.20mm, 1.35mm, 1.50mm, 1.65mm e 1.80mm. A desvantagem técnica de se usar um pino fototransmissor de menor diâmetro é que o pino de maior diâmetro promove maior profundidade de polimerização da resina composta<sup>105</sup>. Porém, em estudos laboratoriais, todos os tamanhos de pinos mostraram ser capazes de alcançar uma profundidade de polimerização que excede 11mm, com 40s de fotopolimerização, que é o comprimento satisfatório para a maioria dos sistemas de pino<sup>68, 98</sup>. Estudos de Yoldas, Alacam<sup>115</sup> (2005) demonstraram que, com o uso de pinos plásticos translúcidos, a polimerização ocorre até 14mm de profundidade quando fotopolimerizado por 90 segundos, revelando que o tempo de exposição afeta a profundidade de polimerização. Enquanto que a polimerização convencional atinge 4mm e o uso de pinos de fibra de vidro translúcidos atinge 10mm de profundidade. Esta constatação serviu de fundamento para, no presente trabalho, ser padronizado o tempo de 90s para a fotopolimerização dos cimentos resinosos duais e da resina composta avaliadas.

Ao contrário do presente estudo, Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), empregando metodologia semelhante, mas utilizando pino pré-fabricado metálico, demonstrou que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremar, 3M ESPE) apresentou valores superiores ao do grupo de raízes reforçadas com resina composta Z100, mas sem demonstrar diferença estatística. No entanto, a resina composta foi polimerizada de forma direta, pela técnica incremental (1,5mm de espessura), por 40 segundos. É de se supor então que o uso de um pino plástico fototransmissor Luminex, conforme foi executado no presente trabalho, pode auxiliar na polimerização da resina composta, melhorando as suas

propriedades mecânicas, sendo possivelmente o fator diferencial nos resultados obtidos.

Além da resina composta, o presente trabalho também mostrou que o uso de cimentos resinosos ou de cimento de ionômero de vidro modificado por resina aumenta a resistência à fratura radicular, tendo em vista que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos Tetric-RD, Unicem-RD, Vitre-RD e Vario-RD, sendo estatisticamente comparáveis ao grupo das raízes íntegras restauradas com pino de fibra de vidro (Vario-RI). Vale destacar o excelente comportamento do grupo Unicem-RD, que apresentou os maiores valores médios de resistência à fratura radicular entre os grupos que foram reforçados, comparáveis aos grupos das raízes íntegras restauradas com núcleo metálico fundido (NMF-RI)

Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Mendoza et al.<sup>77</sup> (1997) que demonstraram que o uso de cimentos resinosos como Panavia (Kuraray, Japão), C&B Meta-Bond (Parkell, Farmingdale, EUA) e resina composta (Z100, 3M ESPE) associado à pinos pré-fabricados metálicos em raízes debilitadas com remanescente de parede radicular de 1mm na região cervical aumentam a resistência à fratura radicular em comparação com o uso de cimento de fosfato de zinco sob mesmas condições experimentais. Semelhante aos resultados do presente trabalho estes também não encontraram diferença estatística entre as raízes reforçadas com cimento resinoso e resina composta, mas somente entre o grupo do Panavia e cimento de fosfato de zinco.

Dentro desse grupo, o novo cimento resinoso auto-adesivo RelyX Unicem (3M ESPE) demonstrou, no presente trabalho, um comportamento extremamente favorável. Segundo o fabricante, o RelyX Unicem exibe uma tolerância à umidade devido à água que se forma durante a reação de neutralização do éster do ácido fosfórico dimetacrilato, cargas básicas e hidroxiapatita. Esta poderia ser uma explicação para o seu bom desempenho, porque o conteúdo de umidade

depois da lavagem do canal radicular é difícil de se controlar, devido à pobre visibilidade. Além disso, o canal estreito retém água por tensão superficial, dificultando o deslocamento do excesso de umidade pelos agentes de união<sup>13</sup>. Assim, o maior conteúdo de água dentro do canal radicular poderia ter conduzido aos menores valores de resistência de união dos outros sistemas, embora os canais radiculares fossem secos cuidadosamente, usando pontas de papel absorvente<sup>13</sup>. Este possivelmente foi um dos fatores que podem ter contribuído para os resultados obtidos, pois Yoldas et al.<sup>116</sup> (2005) atribuem a importância da resistência adesiva do material resinoso à dentina intra-radicular para seu satisfatório comportamento mecânico. Após a perda de adesão do pino, este se torna mais ou menos móvel dentro do canal radicular e, conseqüentemente, age como uma cunha<sup>82</sup>.

Aliada a isso, as propriedades tixotrópicas deste cimento conduzem à uma melhor adaptação do cimento quando aplicado sob pressão, como comprovado por uma quantidade reduzida de porosidades à interface<sup>31</sup>. Isto é clinicamente muito pertinente, pois a maioria das restaurações indiretas, bem como os pinos intra-radiculares, é cimentada sob certa pressão.

No tocante à adesão, Bitter et al.<sup>13</sup> (2006), empregando o teste cisalhamento por extrusão, mostraram que os pinos de fibra de vidro cimentados com cimento RelyX Unicem apresentaram maiores valores de resistência de união quando comparados a outros materiais (Panavia F, Multilink, Variolink II, PermaFlo DC e Clearfil Core). De Munck et al.<sup>31</sup> (2004) verificaram que resistência adesiva à microtração do cimento resinoso auto-adesivo RelyX Unicem é semelhante ao cimento resinoso dual Panavia F em dentina coronária. Resultados contrários mostraram resistência de união significativamente maiores para combinação Excite DSC/Variolink II comparadas com RelyX Unicem (Goracci et al.<sup>46</sup> 2004). Porém, neste caso, o cimento sofreu somente autopolimerização e, para

alcançar as melhores propriedades, é necessário executar a fotopolimerização deste cimento<sup>59</sup>.

De Munck et al.<sup>31</sup> (2004) e Sadek et al.<sup>96</sup> (2006) destacam que o cimento resinoso RelyX Unicem tem um potencial limitado de condicionamento quando comparado a adesivos de condicionamento ácido total e auto-condicionante. O mecanismo de união da RelyX Unicem para dentina não é similar ao obtido com um adesivo auto-condicionante, pois nenhuma desmineralização e hibridização semelhante foram observados. Embora o pH do cimento misturado seja muito baixo (menor que 2 durante o primeiro minuto, dados providos pela 3M ESPE), há uma zona de interação muito irregular entre o cimento e a dentina, com desmineralização parcial da *smear layer* que será subsequente infiltrada pelo cimento. Isto pode ser em decorrência da viscosidade relativamente alta do material e ao limitado tempo de penetração/interação, quando o material é fotopolimerizado logo após sua aplicação, levando a uma interação superficial com o esmalte e a dentina.

Entretanto, pela avaliação do presente trabalho, a grande vantagem técnica do cimento RelyX Unicem é a sua praticidade durante o trabalho, ou seja, está disponível em cápsulas pré-dosadas de auto-mistura, não necessitando tratamento adicional da restauração ou da estrutura dentária para se realizar os procedimentos adesivos, e a inserção do cimento é facilitada pelos aplicadores já acoplados nas cápsulas. Esta simplificação de técnica pode possivelmente explicar o bom desempenho deste material no presente estudo<sup>4, 62, 94, 111</sup>.

Em um dos grupos do presente estudo foi utilizado o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitre-RD) associado ao pino de fibra de vidro para reforçar as raízes debilitadas, que apresentou maiores valores nas médias de resistência à fratura quando comparado aos grupos do cimento resinoso Vario-RD e Multi-RD, mas sem diferença estatística. Em comparação ao grupo das raízes debilitadas restauradas com núcleo metálico fundido (grupo NMF-RD), houve um aumento

significativo na resistência à fratura radicular, ao redor de 2,5 vezes maior (cerca de 150%). Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Goldberg et al.<sup>42</sup> (2002) que, usando o mesmo cimento de ionômero de vidro reforçado com resina (Vitremer, 3M ESPE), demonstraram um aumento significativo na resistência à fratura, ao redor de 73% em relação à raiz debilitada sem reforço, e também de Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), que demonstraram, em raízes debilitadas, valores numéricos maiores de resistência à fratura radicular utilizando o Vitremer, com resultados estatisticamente semelhantes ao reforço promovido pela resina composta Z100 (3M ESPE).

Uma possível explicação pode estar relacionada ao fato de que neste material, a reação fundamental ácido-base é completada por um segundo processo de polimerização, que é iniciado pela luz, assegurando uma completa reação do material, resultando na melhoria de suas propriedades mecânicas<sup>42, 74</sup>. Além disso, após completa reação em um ambiente úmido, apresentam um módulo de elasticidade semelhante ao das resinas compostas<sup>23</sup>. Esta característica pode insinuar que a aplicação deste material é viável no tratamento de um dente imaturo, com raiz debilitada e perda total da coroa.

No entanto, Wu et al.<sup>112</sup> (2007), em um estudo in vitro demonstraram que raízes de paredes finas poderiam ser reforçadas significativamente pela inserção de uma camada intermediária grossa de resina composta dual (Bis-Core, Bisco), mas não de uma camada intermediária grossa de cimento de ionômero de vidro convencional anidro (ChemFil Superior, Dentsply), antes da cimentação de um NMF de pequeno-diâmetro de Ni-Cr em comparação ao uso de NMF sem reforço de resina. Em relação ao uso do cimento de ionômero de vidro (ChemFil Superior), embora provendo algum reforço, as propriedades mecânicas desta família de ionômero foram inadequadas para prevenir o “esmagamento” do cimento durante o teste. Microfraturas durante a inserção do pino não são incomuns e fracassos na função podem ocorrer

devido à propagação dessas trincas<sup>94</sup>, sendo contra-indicado para reforço radicular.

Raízes debilitadas reforçadas com cimentos resinosos - grupos Vario-RD (266.4799 N) e Multi-RD (217.5601 N) - apresentaram as menores médias de resistência à fratura, mas somente o grupo da Multi-RD não atingiu resistência estatisticamente semelhante ao grupo da raízes íntegras que receberam pino de fibra de vidro (Vario-RI: 299.1094 N) . Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Marchi et al.<sup>74</sup> (2003), que também utilizaram vários materiais para reforçar raízes debilitadas associados a pinos metálicos pré-fabricados. Os materiais utilizados por estes autores incluem o cimento resinoso (All Bond C & B, Bisco), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, 3M ESPE), resina composta modificada por poliácidos (Dyract AP, Dentsply) e resina composta fotopolimerizável (Z100, 3M ESPE). O grupo das raízes reforçadas com cimento resinoso mostrou os valores mais baixos de resistência à fratura radicular, mas estatisticamente diferente somente em relação ao grupo das raízes preenchidas com Vitremer. Na época, a explicação aceita para tal comportamento foi devido à variação da quantidade de carga presente nos materiais, ou seja, a resistência do material é diretamente proporcional à quantidade de carga<sup>6</sup>. Hoje essa explicação não teria fundamento, tendo em vista que todos os cimentos resinosos utilizados no presente trabalho apresentam em média 70% de carga (dados dos fabricantes).

Assim, uma possível explicação dos menores valores de resistência ao fracasso nas raízes debilitadas onde foi utilizado o cimento resinoso dual (Variolink II) é devido à sua polimerização insuficiente nas regiões mais profundas e ao redor do pino de fibra de vidro, nos quais uma grande quantidade de cimento foi utilizada para preencher o espaço entre o pino e a parede do canal radicular (aproximadamente 2mm no sentido vestibulo/ lingual)<sup>4, 36, 59, 91</sup>. Estes materiais, mesmo sendo de

dupla polimerização, dependem dessa fotoativação para alcançar suas melhores propriedades mecânicas<sup>55</sup>.

Em relação ao uso do cimento resinoso autopolimerizável (Multilink Ivoclar Vivadent) para reforçar o conduto radicular, a polimerização do material deve ter ocorrido de forma uniforme, independente da profundidade do canal radicular e do volume do material inserido<sup>55</sup>. Além disso, Sadek et al.<sup>96</sup> (2006), avaliando a resistência adesiva de pinos de fibra de vidro através da técnica do cisalhamento por extrusão, mostraram que o cimento resinoso autopolimerizável Multilink alcançou maiores valores de resistência de união, mas estatisticamente semelhantes aos grupos de pinos que foram cimentados com RelyX Unicem. Isso pode ser atribuído ao estresse da contração de polimerização que é gerado por causa do fator de configuração cavitária altamente desfavorável dentro do espaço do conduto radicular, que podem também afetar a resistência interfacial de materiais resinosos<sup>16, 108</sup>. O uso de um cimento de lenta polimerização, autopolimerizável, como o do Multilink, provê uma condição mais favorável para o alívio destas tensões ao longo da interface de união<sup>16</sup>.

Apesar destes pontos favoráveis, o grupo experimental do cimento autopolimerizável (grupo Multi-RD) do presente estudo apresentou os menores valores de resistência ao fracasso, em comparação aos demais grupos de reforço radicular. Uma possível explicação técnica seria o tempo de trabalho reduzido, característico de um material autopolimerizável, que dificulta a inserção nas porções apicais e em quantidades relativamente grandes<sup>55, 65, 67</sup>, necessários para o reforço radicular. Cebalos et al.<sup>25</sup> (2007) informam que este cimento resinoso quimicamente polimerizado é um material com uma alta capacidade para suportar deformação, com sua dureza e módulo de elasticidade significativamente menores, gerando uma sobrecarga maior na dentina, o que pode ter influenciado de forma negativa nos resultados.

Um fato adicional que pode estar associado ao comportamento desfavorável deste cimento autopolimerizável em canais radiculares debilitados é a presença de vazios/bolhas dentro do cimento, que podem estar relacionadas a três principais fatores: (1) viscosidade do cimento resinoso; (2) anatomia da raiz e (3) procedimentos de cimentação<sup>111</sup>. Trabalhos de Lau<sup>62</sup> (1976), Vichi et al.<sup>111</sup> (2002) e Ricketts et al.<sup>94</sup> (2005) demonstraram que a inserção dos cimentos resinosos com brocas espirais Lentulo pode reduzir o número de bolhas dentro do cimento. Então, a técnica mais próspera para cimentação de pinos intraradiculares é levar o cimento no conduto radicular preparado com uma broca espiral Lentulo e cobrir o pino com o mesmo, antes da inserção, com uma suave ação de bombeamento, permitindo adequado extravasamento do excesso pela porção coronária/cervical<sup>94</sup>. Se o cimento é aplicado somente no pino é observada uma redução na retenção<sup>94</sup>.

Porém, devido à natureza de autopolimerização, a inserção deste cimento para preencher o conduto radicular não pode ser realizada, segundo o fabricante, através da broca espiral Lentulo, com auxílio de um micromotor. Devido a esta limitação técnica do cimento Multilink foi observada grande incorporação de bolhas de ar (Figura 21), que pode estar relacionada à menor resistência ao fracasso dentre os grupos de reforço radicular.

Um outro fator técnico que pode levar à formação de vazios/bolhas e interferir na resistência mecânica do cimento seria a forma de manipulação do material, que pode ser manual ou de automistura. Aksornmuang et al.<sup>4</sup> (2007) demonstraram, em análise ao microscópio eletrônico de varredura, a presença de numerosos vazios nos materiais resinosos de manipulação manual, ao passo que nenhum vazio foi observado nas resinas compostas de automistura. Estes vazios/bolhas poderiam ser o resultado da incorporação de ar durante espatulação e, provavelmente, terem sido os pontos frágeis dos espécimes, que mais

tarde iniciaram fratura a um nível mais baixo de carga que nos espécimes sem vazios/bolhas<sup>4</sup>.



**FIGURA 21** – Radiografia mostrando a presença de bolhas de ar nas raízes preenchidas com cimento resinoso autopolimerizável (Multilink)

Isto pode explicar o porquê dos cimentos manipulados manualmente terem coincidentemente demonstrado menores valores de resistência ao fracasso como o cimento Multilink e o Variolink II, e o porquê de cimentos de auto-mistura como o RelyX Unicem, que possuem pontas aplicadoras acopladas nas cápsulas do material, terem alcançado maiores valores de resistência<sup>86</sup>. Existe então uma limitação técnica em se utilizar alguns materiais para restaurar canais radiculares debilitados.

Uma consideração recente de Li et al.<sup>64</sup> (2006) atribuem estas diferenças no comportamento da resistência à fratura radicular pelo módulo de elasticidade (E) variável dos materiais utilizados para reforço radicular. Estes autores, através de um estudo de elemento finito tridimensional, demonstraram que o módulo de elasticidade é um dos principais fatores determinantes na escolha do material a ser utilizado em canais radiculares debilitados, sendo dada preferência a materiais com

módulo de elasticidade o mais próximo da dentina. Neste contexto, o módulo de elasticidade da dentina humana varia em torno de 18,3 -18,6 GPa <sup>64, 112</sup>. O pino de fibra de vidro (Reforpost, Ângelus) utilizado no presente trabalho apresenta um módulo de elasticidade entre 18-20 GPa (informação do fabricante), semelhante à dentina, o que o torna um material indicado para ser utilizado em canais radiculares debilitados. Dos materiais selecionados para serem utilizados em associação com os pinos de fibra de vidro houve também uma relação direta com o módulo de elasticidade, ou seja, os materiais que demonstraram melhor comportamento apresentaram módulo de elasticidade respectivamente de 9.4 GPa, 9.0 GPa e 7,1 GPa para a resina composta Tetric Ceram (dados do fabricante), cimento resinoso auto-adesivo Unicem<sup>82</sup> e Vitremer<sup>23</sup> (após 7 dias em ambiente úmido). Coincidentemente, os grupos que apresentaram os menores valores nas médias de resistência à fratura também o foram nos materiais que apresentaram o menor módulo de elasticidade,  $5,0 \pm 1,0$  GPa e 6,0 GPa para grupos que receberam o cimento resinoso Multilink (dados do fabricante) e Variolink II na forma dual (dados do fabricante), respectivamente, como materiais de reforço radicular.

Uma possível explicação para este tipo de comportamento, segundo Li et al.<sup>64</sup> (2006), é que quando se utiliza material com um módulo de elasticidade próximo da dentina, ótima combinação e compatibilidade mecânica do material com a dentina podem ser alcançadas, aumentando assim a habilidade para resistir à força externa, reduzindo a incidência de fratura radicular. Nesta situação, o material compartilha parte do estresse, reduzindo a tensão na dentina. Isto faz com que o estresse na raiz seja distribuído mais uniformemente, diminuindo a concentração na região de alto estresse (região vestibular e lingual da superfície externa da parte superior da raiz). De acordo com os autores, a carga suportada pelos cimentos muda com o módulo de elasticidade: quando cimentos com módulo de elasticidade bem menores

que a dentina forem utilizados para reforçar a raiz e reter um pino, o cimento e a dentina radicular adjacente são incapazes de se deformarem ao mesmo tempo. Sob tais condições, as tensões na dentina radicular são maiores porque a dentina radicular suportou mais carga. Quando o módulo de elasticidade aumenta, aproximando-se ao da dentina, sua capacidade de resistência-deformação aumenta proporcionalmente. Sob tais condições, o cimento suportou partes da carga estática, diminuindo assim as tensões na dentina. Desta forma, quanto mais o material para reforço radicular se aproxima do módulo de elasticidade da dentina, mais apresenta habilidade similar de resistência e deformação, isto é, ambos – dentina e material – podem deformar-se ao mesmo tempo, suportarem carga estática, reduzirem e distribuírem uniformemente o estresse. Comportamento semelhante foi observado no presente trabalho, ou seja, quando foram utilizados materiais com módulo de elasticidade entre 5,0 e 6,0 GPa para reforço radicular, menor resistência à fratura radicular foi observada, ao passo que, quando utilizados materiais com módulo de elasticidade entre 7,1 a 9,0GPa, houve um aumento proporcional na resistência à fratura radicular. Li et al.<sup>64</sup> (2006) ainda constataram que, utilizando materiais com módulo de elasticidade maior que o da dentina, sua capacidade de resistência se torna maior que a estrutura dentinária, suportando uma carga maior, tornando-se mais rígidas, e levando a uma concentração de tensões.

Então, supõe-se que, ao selecionar um material para restaurar dentes tratados endodonticamente com raízes debilitadas, deve-se evitar materiais com módulo de elasticidade muito diferente do da dentina, não estando nem muito abaixo e nem muito acima dela, principalmente para reforçar raízes debilitadas.

De acordo com a avaliação da literatura até o presente momento, e com os resultados obtidos no presente trabalho, para restauração de raízes debilitadas estaria contra-indicado o uso de dispositivos intra-radulares rígidos (metálicos e cerâmicos, fundidos ou

pré-fabricados)<sup>34, 35, 58, 66, 67, 105, 116</sup>, bem como o uso do cimento de fosfato de zinco<sup>64, 77</sup>, cimento de ionômero de vidro convencional e anidro<sup>112</sup>, e cimento resinoso autopolimerizável (Multilink). Assim, pode-se observar que os critérios para seleção de um material satisfatório para reforço de uma estrutura radicular debilitada são: resistência adequada para suportar as cargas mastigatórias<sup>74</sup>, capacidade de adesão aos tecidos dentais<sup>116</sup> e módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentinária<sup>20, 43, 64, 77, 98, 112</sup>.

Considerando que todos os materiais utilizados para reforço radicular no presente estudo apresentam, segundo os fabricantes, capacidade de adesão semelhante à estrutura dentinária, bem como habilidade para suportar cargas mastigatórias, a seleção dos materiais para serem utilizados em raízes debilitadas poderia se basear em materiais com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, a fim de diminuir a concentração de estresse na estrutura radicular<sup>64</sup>.

#### **6.4.2 Padrão de fracasso**

No presente estudo, a carga aplicada no lado palatino mediu a resistência do pino, a resistência da raiz e do núcleo, onde o ensaio mecânico foi realizado até identificar o mais fraco destes fatores. O fracasso da terapia restauradora de um dente tratado endodonticamente pode acontecer por fratura dental, fratura do pino ou de núcleo, falha do cimento, ou qualquer combinação destes fatores. A fratura do dente é o mais prejudicial, pois geralmente leva a necessidade de extração do remanescente<sup>102</sup>.

Em todos os grupos do presente estudo, com exceção do grupo das raízes íntegras que receberam pino de fibra de vidro, os fracassos foram, na maioria, causados por fratura radicular. Nos grupos NMF-RI, NMF-RD e Tetric-RD tiveram 100% de fratura radicular. Os grupos Vario-RD, Multi-RD e Vitre-RD mostraram 93% de fratura radicular

e 7% de deslocamento do núcleo. O grupo Unicem-RD apresentou 80% dos fracassos por fratura radicular e 20% por deslocamento do núcleo e, por fim o grupo Vario-RI teve 46.5% de fracasso por fratura radicular, 46.5% por deslocamento do núcleo e 7% por fratura do núcleo.

A justificativa desses achados é que o estudo foi projetado para simular raízes estruturalmente debilitadas, e a alta porcentagem de fratura radicular foi um resultado esperado<sup>98</sup>. O modo de fracasso por fratura radicular, quando se usa NMF, é decorrente da sua alta rigidez, resistindo a maiores forças sem sofrer distorção, colocando em risco a estrutura radicular remanescente<sup>116</sup>.

Os resultados encontrados no grupo das raízes debilitadas restauradas com NMF estão de acordo com a literatura, que mostra que o fracasso associado a um pino metálico (fundido ou pré-fabricado) geralmente ocorre por fratura radicular, independentemente do tipo de material utilizado para reforço radicular<sup>77, 83, 98</sup>.

Saupe et al.<sup>98</sup> (1996), com o uso de núcleo metálico fundido em raízes debilitadas, encontraram mais de 80% de fracasso por fratura radicular. Wu et al.<sup>112</sup> (2007), simulando raízes debilitadas em dentes humanos com espessura de 1mm de parede radicular remanescente na região cervical, mostraram que todas as raízes que receberam núcleo metálico fundido fraturaram 100% na região cervical.

Do ponto de vista clínico, é necessário avaliar se tal fratura radicular é reparável ou não. Neste contexto, foi observado que os grupos das raízes íntegras (NMF-RI) e debilitadas (NMF-RD) restauradas com NMF mostraram uma baixa taxa de fracasso reparável (7% e 20% respectivamente). As raízes íntegras restauradas com pino de fibra de vidro e as raízes debilitadas que receberam algum tipo de reforço radicular em associação com pino de fibra de vidro mostraram altas taxas de fracassos reparáveis, variando de 60% até 93% dependendo do grupo experimental (Tabela 2).

Estes achados corroboram com a maioria dos estudos que informam padrão de fracassos mais favoráveis em dentes restaurados com pinos de fibra que com materiais metálicos<sup>28, 53, 71, 75, 83, 93, 102</sup>. Martinez-Insua et al.<sup>75</sup> (1998) demonstraram, respectivamente, 95% e 9% de fracassos favoráveis em raízes restauradas com pino de fibra de carbono e com núcleo metálico fundido de liga de ouro tipo III, onde a carga foi aplicada sobre uma coroa total de Ni-Cr. Cormier et al.<sup>28</sup> (2001) aplicando a carga diretamente no núcleo de forma semelhante ao presente estudo, encontraram 100% de fracassos favoráveis para as raízes restauradas com pino de fibra de vidro e 10% de fracassos favoráveis nas raízes restauradas com NMF de liga de Au-Pd. Maccari et al.<sup>71</sup> (2007) demonstraram que todos os fracassos em dentes restaurados com os pinos de fibra foram classificados como reparáveis. A maioria dos dentes com pinos fundidos teve fracassos irreparáveis (70%).

Este tipo de fracasso após ensaio mecânico sugere que dispositivos intra-radulares metálicos transferem o estresse aplicado à raiz, resultando em uma fratura irreversível<sup>3, 71</sup>. Isto confirma que a utilização de materiais metálicos, mesmo apresentando maior resistência mecânica, leva à fraturas radulares irreparáveis<sup>82</sup>. Os menores valores de resistência ao fracasso dos pinos de fibra de vidro comparados aos valores dos NMFs podem ser devido ao deslocamento ou fratura da camada de cimento resinoso, núcleo de preenchimento ou do pino durante o ensaio mecânico<sup>71, 83</sup>, observada principalmente no grupo Vario-RI.

Segundo Martinez-Insua et al.<sup>75</sup> (1998), considerando um pino de fibra de carbono e uma raiz íntegra, há 3 possíveis explicações dos fracassos mais favoráveis quando do uso de pinos de fibra em canais radulares: Primeira, a quebra do pino na interface núcleo/ dente parece ocorrer antes da fratura dentária nos grupos tratados com pino de fibra. Este fenômeno reduz a incidência de fraturas radulares desfavoráveis. Porém, em restaurações com núcleo metálico fundido, o pino não quebra

e a força é transmitida para o remanescente dentário. Segundo, a quebra do próprio núcleo pode ocorrer quando o mesmo é em resina composta, reduzindo novamente a incidência de fraturas dentárias. Terceiro, o arranjo longitudinal das fibras no pino de fibra e o seu módulo de elasticidade, que é menor ou igual ao da dentina, podem redistribuir estresse no dente para aumentar a probabilidade de fracasso da união pino/dente quando comparados à fraturas dentárias. O que fica evidente é que o modo de fracasso ou a deflexão dos pinos de fibra são protetores da estrutura remanescente dentária e o desempenho deles pode ser considerado favorável porque a maioria dos fracassos em raízes biomecanicamente íntegras são reparáveis<sup>83</sup>.

Adicionalmente, nos grupos experimentais onde foi feito o reforço radicular, o espaço vazio entre a parede do canal radicular e o pino eram amplos e preenchidos com material para reforço em oposição aos pinos fundidos, que eram moldados para ajustar o pino às paredes do canal. Então, além do fato dos pinos de fibra serem menos rígidos que os pinos metálicos, a camada mais espessa de material de reforço pôde ter agido como *stress breaker* para o sistema sob carga compressiva<sup>71</sup>, protegendo o remanescente radicular contra possíveis fraturas irreparáveis. Este efeito foi demonstrado no reforço radicular com resina composta, resultando na transferência de baixos níveis de tensão à região cervical de raízes artificialmente simuladas<sup>116</sup>.

A linha de fratura radicular da maioria dos espécimes foi semelhante, iniciando-se na porção cervical palatal/média da raiz e se propagando de forma oblíqua vestibulo-apicalmente às margens do bloco da resina acrílica. Este padrão típico de fratura foi observado por Qing et al.<sup>93</sup> (2007) e Tan et al.<sup>107</sup> (2005), em 81.8 % e 90% das fraturas, respectivamente, o que pode ser explicado pela concentração de estresse nas interfaces entre a margem da coroa metálica rígida e a dentina frágil menos rígida na região cervical, independentemente do tipo de pino utilizado. Durante o carregamento, a porção palatal da margem da coroa

está no lado da tensão e a força de tração é muito prejudicial ao frágil tecido dentário, induzindo o início da trinca nas proximidades dessa região<sup>93</sup>.

Li et al.<sup>64</sup> (2006) demonstraram que quando as raízes são carregadas em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente, a tensão se concentra na dentina vestibular e lingual da superfície externa da parte superior da raiz, sendo independente dos cimentos utilizados para reforço radicular. O pico máximo de estresse foi localizado na superfície externa da dentina palatal à parte superior da raiz. Portanto, havia mais possibilidades de ocorrência de fratura nesta região porque a parede do canal radicular debilitado é mais fina, sendo de extrema importância reduzir o seu estresse.

As diferenças nos modos de fracasso neste tipo de estudo podem ser de certa forma, ocasionada pelas variações na metodologia ou do grupo controle. Estas investigações *in vitro* geralmente foram realizadas em dentes humanos extraídos. Porém, é sabido que dentes naturais têm grandes variações no tamanho e parâmetros mecânicos, freqüentemente resultando em um grande desvio padrão<sup>93</sup>. Apesar de, alguns investigadores terem se preocupado em avaliar estatisticamente o comprimento radicular e dimensão vestibulo-lingual ou mesio-distal dos dentes, a fim de minimizar os fatores que interferem nos resultados<sup>2, 83</sup>, somente a padronização das dimensões radiculares não é o suficiente. Variações na morfologia do canal e na composição bioquímica podem também afetar os resultados do teste mecânico<sup>93</sup>.

Uma condição que também não foi considerada neste estudo é o efeito da férula durante o preparo dos espécimes. De acordo com Naumann et al.<sup>82</sup> (2007) e Qing et al.<sup>93</sup> (2007), a férula aumenta a resistência à fratura das raízes, pois permite uma redistribuição do estresse nas regiões das superfícies externas do terço coronal da raiz. Entretanto, o uso de uma férula sob condições radiculares debilitadas não provê nenhum benefício adicional para a retenção e a resistência à

fratura<sup>98</sup> e, além disso, é freqüentemente difícil encontrar estrutura dentária cervical axial sadia em canais radiculares debilitados para se confeccionar uma eficiente férula<sup>116</sup>. Naumann et al.<sup>82</sup> (2007) mostram que, em raízes íntegras, a combinação da férula e do pino intra-radicular resultam em uma resistência à fratura maior que qualquer outra alternativa de tratamento. Segundo os autores, isto ocorre porque a capacidade de resistência à fratura radicular é menos afetada pela rigidez do pino, mas muito pela resistência do tecido duro circunvizinho, que é diretamente proporcional ao seu remanescente. Assim, quando existir 2mm de parede axial remanescente (férula) não é apropriado comparar rigidez de pinos intra-radiculares com resistência à fratura radicular. Com base nestas informações, neste estudo, não foi usada nenhuma férula em nenhum dos grupos experimentais, a fim de possibilitar comparações mais homogêneas entre os grupos e evitar interferências nos resultados.

Clinicamente, fraturas radiculares em dentes anteriores superiores restaurados com pinos intra-radiculares são mais prováveis de ocorrer sob fadiga cíclica e impactos severos<sup>112</sup>. Porém os modelos in vitro não permitem uma imitação perfeita das condições clínicas<sup>57, 71, 91</sup>. Neste ponto, este estudo in vitro apresenta limitações, pois os testes foram realizados sob carga estática compressiva e angulação fixa. A máquina de ensaios mecânicos utilizada no estudo aplicou uma carga contínua em uma única direção e em um único ponto do núcleo coronário. Ao contrário, na cavidade oral as forças mastigatórias não são unidirecionais e são aplicadas repetidamente sobre uma grande superfície<sup>57</sup>. Assim, comportamento dinâmico ou de fadiga não pôde ser deduzido, bem como a influência da ciclagem térmica, que são as condições clínicas reais. A escolha de uma carga estática unidirecional neste estudo e em muitos outros estudos de fraturas radiculares se justifica para minimizar as variáveis experimentais<sup>20, 43, 64, 71, 74, 83, 112, 116</sup>. Além disso, extrapolação dos resultados obtidos deveria ser cautelosa

uma vez que simulou uma condição clínica onde a debilidade radicular foi limitada ao terço cervical.

Por fim, as comparações com os achados na literatura nem sempre foram possíveis, uma vez que diferentes materiais e métodos foram executados para testar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Estudos adicionais para examinar as mecânicas de fratura, bem como investigações clínicas a longo prazo, são necessários para avaliar o desempenho das técnicas de restauração de raízes debilitadas. Porém, é esperado que as tendências gerais e resultados observados nesta pesquisa podem ser válidos para vários outros produtos comerciais dentro de uma determinada categoria. Ao fazer a decisão clínica final devem também ser consideradas as variáveis relacionadas ao paciente, como oclusão, força mastigatória, nível do osso alveolar e hábitos parafuncionais, para maximizar o prognóstico a longo prazo dos procedimentos<sup>71</sup>. Futuros estudos poderiam prover diretrizes que relacionem a escolha de materiais restauradores às espessuras das paredes radiculares remanescentes.

## ***7 CONCLUSÃO***

---

## **7 CONCLUSÃO**

Os resultados obtidos dentro dos limites naturais de um estudo in vitro, que não necessariamente reproduz as condições de um ambiente in vivo, permitem concluir que:

- A resistência à fratura de raízes debilitadas tratadas com NMF (grupo NMF-RD) foi significativamente menor que àquela oferecida pelos demais grupos;
- A resistência à fratura de raízes debilitadas tratadas com resina composta (grupo Tetric-RD) ou com cimento resinoso auto-adesivo (grupo Unicem-RD) em associação ao pino de fibra de vidro foram estatisticamente semelhantes àquela oferecida pelas raízes íntegras restauradas com NMF (grupo NMF-RI);
- A resistência à fratura de raízes debilitadas tratadas com cimento resinoso dual (grupo Vario-RD) ou com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (grupo Vitre-RD) em associação ao pino de fibra de vidro foram estatisticamente semelhantes àquela oferecida pelas raízes íntegras restauradas com pino de fibra de vidro (grupo Vario-RI);
- A resistência à fratura de raízes debilitadas tratadas com cimento resinoso autopolimerizável (grupo Multi-RD) associado ao pino de fibra de vidro foi significativamente menor que àquela oferecida pelas raízes íntegras (grupos NMF-RI e Vario-RI);
- O grupo tratado com cimento resinoso RelyX Unicem (Unicem-RD) associado ao pino de fibra de vidro apresentou excelentes resultados e, tecnicamente, este material facilita a restauração de uma raiz debilitada;
- Os grupos que receberam pinos de fibra de vidro apresentaram uma porcentagem maior de fraturas/fracassos reparáveis que os

que receberam NMF, independentemente da condição radicular e tratamento restaurador intra-radicular.

Deste modo, rejeita-se a hipótese nula de que (1) o remanescente da parede radicular não influencia a resistência mecânica das raízes e rejeita-se a hipótese nula que (2) os diferentes tratamentos restauradores intra-radulares não alteram a resistência mecânica das raízes debilitadas.

## ***8 REFERÊNCIAS***

---

## 8 REFERÊNCIAS\*

1. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 368-78.
2. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 155-62.
3. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 431-7.
4. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater.* 2007; 23: 226-34.
5. Albuquerque Rde C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 936-43.
6. Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. 412 p.
7. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27: 275-8.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005; 94: 321-9.
9. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 565-7.

---

\*. De acordo com o estilo **Vancouver**. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

10. Baldissara P, Zicari F, Valandro LF, Scotti R. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding to root dentin. *J Endod.* 2006; 32: 985-8.
11. Balkenhol M, Wostmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent.* 2007; 35: 50-8.
12. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review [discussion 37]. *Br Dent J.* 2003; 195: 43-8.
13. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006; 39: 809-18.
14. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Valle AL. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res.* 2007; 21: 159-64.
15. Boone KJ, Murchison DF, Schindler WG, Walker WA, 3rd. Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. *J Endod.* 2001; 27: 768-71.
16. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003; 19: 199-205.
17. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 257-62.
18. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod.* 2002; 28: 17-9.
19. Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, Valera MC. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod.* 2007; 33: 422-6.
20. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol.* 2005; 21: 155-9.

21. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent.* 2004; 32: 55-65.
22. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM et al. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho em clínica. *Biodonto.* 2004; 2: 1-89.
23. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1999; 15: 71-8.
24. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 101-6.
25. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007; 23: 100-5.
26. Chen YC, Ferracane JL, Prahl SA. A pilot study of a simple photon migration model for predicting depth of cure in dental composite. *Dent Mater.* 2005; 21: 1075-86.
27. Cohen BI, Pagnillo MK, Deutsch AS, Musikant BL. Fracture strengths of three core restorative materials supported with or without a prefabricated split-shank post. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 560-5.
28. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001; 10: 26-36.
29. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 2006; 32: 537-40.

30. D'Arcangelo C, D'Amario M, Prosperi GD, Cinelli M, Giannoni M, Caputi S. Effect of surface treatments on tensile bond strength and on morphology of quartz-fiber posts. *J Endod.* 2007; 33: 264-7.
31. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004; 20: 963-71.
32. Dogan H, Qalt S. Effects of chelating agents and sodium hypochlorite on mineral content of root dentin. *J Endod.* 2001; 27: 578-80.
33. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 423-8.
34. Duprez JP, Bouvier D, Bittar E. Infected immature teeth treated with surgical endodontic treatment and root-reinforcing technique with glass ionomer cement. *Dent Traumatol.* 2004; 20: 233-40.
35. Erkut S, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P, Tunga U. A technique for restoring an overflared root canal in an anterior tooth. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 581-3.
36. Faria ESAL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod.* 2007; 33: 303-5.
37. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 556-62.
38. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 18-22.
39. Fraga RC, Chaves BT, Mello GS, Siqueira Jr JF. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 809-13.
40. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 151-7.

41. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* 2005; 31: 209-11.
42. Goldberg F, Kaplan A, Roitman M, Manfre S, Picca M. Reinforcing effect of a resin glass ionomer in the restoration of immature roots in vitro. *Dent Traumatol.* 2002; 18: 70-2.
43. Goncalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 339-44.
44. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005; 21: 437-44.
45. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005; 31: 608-12.
46. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 353-61.
47. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 243-7.
48. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* 2005; 21: 75-82.
49. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 458-67.

50. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979; 42: 39-44.
51. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 380-6.
52. Heydecke G, Butz F, Strub JR. 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.* 2001; 29: 427-33.
53. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 438-45.
54. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 166-72.
55. Jardim PS. Avaliação da dureza superficial de cimentos resinosos após cimentação de pinos de fibra de vidro. Efeito de profundidade de polimerização e sistemas adesivos [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.
56. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90: 360-4.
57. Kahn FH, Rosenberg PA, Schulman A, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 148-53.
58. Kimmel SS. Restoration and reinforcement of endodontically treated teeth with a polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. *Gen Dent.* 2000; 48: 700-6.
59. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 357-63.

60. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005; 21: 709-15.
61. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004; 20: 29-36.
62. Lau VM. The reinforcement of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 1976; 20: 313-28.
63. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 403-8.
64. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl).* 2006; 119: 305-11.
65. Lui JL. A technique to reinforce weakened roots with post canals. *Endod Dent Traumatol.* 1987; 3: 310-4.
66. Lui JL. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report. *Quintessence Int.* 1992; 23: 533-8.
67. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int.* 1994; 25: 313-9.
68. Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. *Oper Dent.* 1994; 19: 165-8.
69. Lui JL. Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced, compromised, root-filled teeth: a case report. *Quintessence Int.* 1999; 30: 601-6.
70. Lui JL. A case report of reattachment of fractured root fragment and resin-composite reinforcement in a compromised endodontically treated root. *Dent Traumatol.* 2001; 17: 227-30.

71. Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent*. 2007; 19: 30-6.
72. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent*. 2007; 97: 165-72.
73. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 284-91.
74. Marchi GM, Paulillo LA, Pimenta LA, De Lima FA. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil*. 2003; 30: 623-9.
75. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*. 1998; 80: 527-32.
76. Mayhew JT, Windchy AM, Goldsmith LJ, Gettleman L. Effect of root canal sealers and irrigation agents on retention of preformed posts luted with a resin cement. *J Endod*. 2000; 26: 341-4.
77. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*. 1997; 78: 10-4.
78. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int*. 2004; 35: 612-6.
79. Mitsui FHO. Avaliação da resistência à fratura de raízes bovinas com sistemas de retenção intra-radicular submetidos à ciclagem mecânica. [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2003.
80. Mondelli J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. *RDR - Revista de Dentística Restauradora*. 1998; 1: 97-158.

81. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 375-80.
82. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater.* 2007; 23: 138-44.
83. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 360-7.
84. Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intraradiculares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2002.
85. Patel A, Gutteridge DL. An in vitro investigation of cast post and partial core design. *J Dent.* 1996; 24: 281-7.
86. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007; 51: 453-71.
87. Pene JR, Nicholls JI, Harrington GW. Evaluation of fiber-composite laminate in the restoration of immature, nonvital maxillary central incisors. *J Endod.* 2001; 27: 18-22.
88. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater.* 2000; 16: 311-23.
89. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 442-8.
90. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005; 31: 891-4.
91. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater.* 2007; 23: 211-7.

92. Pontius O, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *J Endod.* 2002; 28: 710-5.
93. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 93-8.
94. Ricketts DN, Tait CM, Higgins AJ. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *Br Dent J.* 2005; 198: 533-41.
95. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007; 23: 95-9.
96. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F et al. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006; 32: 1174-7.
97. Sapone J, Lorencki SF. An endodontic-prosthetic approach to internal tooth reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1981; 45: 164-74.
98. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA, Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996; 27: 483-91.
99. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97: 381-7.
100. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent.* 1988; 60: 560-9.
101. Sigemori RM. Resistência ao cisalhamento por extrusão de pinos intraradiculares pré-fabricados: influência do tratamento de superfície, sistema de fixação e profundidade [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2006.

102. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 262-9.
103. Soares LFV. Efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência de união de pinos intra-radulares de fibra cimentados com resina à dentina [Tese de Doutorado]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2005.
104. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod.* 2006; 32: 350-3.
105. Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation. *Br Dent J.* 2005; 198: 609-17.
106. Taleghani M, Morgan RW. Reconstructive materials for endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1987; 57: 446-9.
107. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 331-6.
108. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005; 31: 584-9.
109. Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137: 1006-12.
110. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod.* 2002; 28: 355-60.
111. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002; 18: 495-502.

112. Wu X, Chan AT, Chen YM, Yip KH, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater.* 2007; 23: 479-85.
113. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 74-80.
114. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 558-67.
115. Yoldas O, Alacam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod.* 2005; 31: 104-6.
116. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 427-32.
117. Zogheib LV. Resistência à fratura de raízes fragilizados restauradas com resina composta e pinos de fibra de vidro submetidos à ciclagem mecânica [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.



## 9 ANEXOS

**Anexo 1 - QUADRO A1.** Composição, modo de polimerização, método de condicionamento e fabricante dos materiais adesivos utilizados

Material (agente de cimentação)	Agente de união	Fabricante	Composição dos cimentos*	Composição dos adesivos	Modo de polimerização (cimento)	Método de condicionamento
Variolink II	Excite DSC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio, sílica e óxidos mistos esferoidais.	HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos, acrilato do ácido fosfônico, dióxido de silício altamente disperso, sílica e etanol	Dual	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (35%) 15 s
Multilink	Multilink Primer A&B	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Dimetacrilatos, HEMA, UDMA, Bis-GMA, vidro de bário, trifluoreto de itérbio, sílica e óxidos esferoidais.	Água, HEMA, monômeros de ácido fosfônico e de ácido acrílico	Autopolimerizável	Primer auto-condicionante
RelyX Unicem	Não requer sistema adesivo	3M ESPE, Seefeld, Germany	Pó vítreo metacrilato, iniciador, sílica, pirimidina substituída, hidróxido de cálcio, composto de peróxido, éster do ácido fosfórico dimetacrilato.	Não disponível	Dual	Cimento resinoso auto-adesivo
Vitremer	Primer	3M ESPE, Seefeld, Germany	- Pó : vidro de fluor alumínio silicato, persulfato de potássio e ácido ascórbico microencapsulados e pigmentos. - Líquido : solução aquosa com copolímeros do ácido poliacrílico HEMA e fotoiniciadores.	Copolímeros do ácido poliacrílico, HEMA, etanol e foto-iniciadores.	Tripla polimerização (Reação ácido-base, auto-polimerização e fotopolimerização)	Primer
- Bis-GMA: Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato - UDMA: Uretano dimetacrilato - TEGDMA: Trietileno glicol dimetacrilato - HEMA: Hidroxietil metacrilato * informações fornecidas pelo fabricante						

**Anexo 2 - QUADRO A2. Número de lote dos materiais adesivos utilizados**

<b>Material</b>	<b>Lote Nº</b>	<b>Material</b>	<b>Lote Nº</b>
Variolink II	J05967/ J16940	Excite DSC	J03640
Multilink	JO6803/ JO6803	Multilink Primer A&B	J04346
RelyX Unicem	233749	MonoBond-S	J04148
Tetric Ceram	G25986	Vitremer	0617900328

### Anexo 3 – QUADRO A3. Resumo dos procedimentos técnicos intra-radiculares

Pino	Grupo	Sistema adesivo	Agente de cimentação e reforço radicular	Procedimento
NMF	NMF-RI	-----	Cimento de fosfato de zinco	EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Cimento de fosfato de zinco Pó (medida pequena) + Líquido 1:4
	NMF-RF	Excite DSC	Variolink II	Monobond-S 60s <sup>b</sup> , jato de ar <sup>b</sup> , EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Total-Etch 15s <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Excite DSC (1 camada) 10s <sup>ab</sup> , jato de ar <sup>ab</sup> , Variolink II pasta base + catalisador 1:1, fotopolimerização por 90 s cada face.
Reforpost	Tetric-RF	Scotchbond Multi Uso Plus (SBMUP) <sup>a</sup> , Excite DSC <sup>b</sup>	Variolink II	EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Ácido fosfórico 37% (SBMUP) 15s <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Activator (SBMUP) 1 camada <sup>a</sup> , jato de ar 5s <sup>a</sup> , Primer (SBMUP) 1 camada <sup>a</sup> , jato de ar 5s <sup>a</sup> , Catalisador (SBMUP) 1 camada <sup>a</sup> , jato de ar 5s <sup>a</sup> , Tetric Ceram + Luminex + 90s de fotopolimerização <sup>a</sup> , Monobond-S 60s <sup>b</sup> , jato de ar <sup>b</sup> , Total-Etch 15s <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Excite DSC (1 camada) 10s <sup>ab</sup> , jato de ar <sup>ab</sup> , Variolink II pasta base + catalisador 1:1, fotopolimerização por 90 s cada face.
	Multi-RF	Multilink Primer A & B	Multilink	Monobond-S 60s <sup>b</sup> , jato de ar <sup>b</sup> , EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Multilink Primer A&B 1:1 15s <sup>ab</sup> , Multilink pasta base + catalisador 1:1 180s.
	Unicem-RF	_____	RelyX Unicem	Monobond-S 60s <sup>b</sup> , jato de ar <sup>b</sup> , EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , RelyX Unicem Aplicap, fotopolimerização 20s, aguardar 120s
	Vitremer	Vitremer Primer	Vitremer	Monobond-S 60s <sup>b</sup> , jato de ar <sup>b</sup> , EDTA 17% 1 min <sup>a</sup> , lavagem com H <sub>2</sub> O <sup>a</sup> , remoção do excesso de umidade <sup>a</sup> , Vitremer Primer 30s <sup>ab</sup> , jatos de ar <sup>ab</sup> , fotopolimerização 20s <sup>ab</sup> , Vitremer Pó + Líquido 1:1, fotopolimerização 90s cada face.

<sup>a</sup> Tratamento do canal radicular

EDTA: etilenodiamino tetra-acético

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 06 de novembro de 2007.

---

JULIO KATUHIDE UEDA