

**INFLUÊNCIA DO REMANESCENTE CORONÁRIO EM  
DENTES DESPOLPADOS RESTAURADOS COM  
PINO DE FIBRA DE CARBONO E COROA METÁLICA  
SUBMETIDOS À CARGA CÍCLICA E  
RESISTÊNCIA À FRATURA**

***JONAS ALVES DE OLIVEIRA***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

**BAURU**

**2005**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**INFLUÊNCIA DO REMANESCENTE CORONÁRIO EM  
DENTES DESPOLPADOS RESTAURADOS COM  
PINO DE FIBRA DE CARBONO E COROA METÁLICA  
SUBMETIDOS À CARGA CÍCLICA E  
RESISTÊNCIA À FRATURA**

***JONAS ALVES DE OLIVEIRA***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

**ORIENTADOR: Prof. Dr. ACCÁCIO LINS DO VALLE**

**BAURU**

**2005**

OL4i OLIVEIRA, JONAS ALVES DE  
Influência do remanescente coronário em dentes  
despolpados restaurados com pino de fibra de carbono  
e coroa metálica submetidos à carga cíclica e  
resistência à fratura / Jonas Alves de Oliveira. -- Bauru,  
2005.

xxii, 153 p. : il. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de  
Odontologia de Bauru . Universidade de São Paulo.

Autorizo, exclusivamente pra fins acadêmicos e científicos, a  
reprodução total ou parcial desta tese, por processo  
fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor (a): \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de  
Odontologia de Bauru – USP, em reunião realizada no dia  
26/03/2002.

Protocolo n.º: 150/2003



***JONAS ALVES DE OLIVEIRA***

21 de março de 1979 Campo Grande – MS	Nascimento
Filiação	Mauro Alves de Oliveira Eliete Vieira de Oliveira
1998-2001	Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
2002	Estágio no Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP
2003 – 2005	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Reabilitação Oral, em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
Associações	SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas

## **DEDICATÓRIA**

*Aos meus pais, **Mauro** e **Eliete**, que criaram uma família amorosa e forte, um lugar seguro para se acreditar que sonhos podem se tornar realidade.*

*Este sonho que se realiza é nosso, e não poderia ser concretizado sem o carinho, apoio constante, paciência, e dedicação de vocês. Palavras não podem expressar todo meu amor e orgulho por vocês.*

*À minha irmã **Patricia**, pelo seu amor e amizade, que se manifestam em um elo perpetuo de afeição, companheirismo e compreensão. Como irmão mais velho, talvez tenha sido um exemplo para você, mas hoje me orgulha te ouvir e seguir, pois você se tornou um exemplo para mim.*

*A **Deus**, por seu amor incondicional que se revela no dom da vida. Obrigado por estar comigo quando nem sempre estive contigo. Hoje, mais uma vez percebo que sem Ti nada faz sentido.*

***Dedico a vocês este trabalho.***

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

*A **Deus** por ser meu companheiro de todas as horas.*

*Aos meus pais, **Mauro e Eliete**, por seu carinho, amor e confiança. Se eu devo alguma coisa por ter chegado até aqui, eu devo isto a vocês. Muito obrigado pelo grandioso amor e pela esperança que vocês sempre me transmitiram.*

*A minha Irmã, **Patricia**, obrigado por ser a amiga maravilhosa que é, sem sua força tudo que consegui não seria possível.*

*Aos meus **avós, tios e primos** pelo amor e incentivo sempre presentes.*

*Ao meu **Tio Manoel** por seu carinho, apoio e incentivo, você faz parte desta conquista.*

*Ao **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, meu ORIENTADOR, pela orientação como Professor, Cientista e Pessoa Honrada. Seu exemplo de entusiasmo e dedicação me confirmou a satisfação da carreira docente. Seu grande coração e estímulo ao meu desenvolvimento geraram toda esta amizade e grande respeito que tenho por você. Obrigado!*

*Aos meus grandes AMIGOS **Kátia, Lívia, Lucas, Mikaela e Rodrigo**, que por acaso fazem parte da minha turma de mestrado, vocês foram minha família aqui em Bauru. Sempre estiveram presentes, nos momentos felizes e tristes, comemorando ou consolando, obrigado por tornar este período de minha vida memorável.*

*A minha turma de Mestrado: **Érico, Estevam, Filipe, Mariana, Patricia, Valdey, e Thania** pela amizade, companheirismo compartilhado durante todo o curso e pela troca de conhecimentos dos quais só nos engrandecemos. Obrigado.*

## **AGRADECIMENTOS**

*À Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, que considero minha segunda casa, representada por sua Diretora **Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro.***

*Ao **Prof. Dr. Gerson Bonfante e Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro** pela disposição e interesse na transmissão de seus conhecimentos e por auxiliar-me em todos os momentos que precisei. Muito Obrigado.*

*Aos Professores do Departamento de Prótese: **José Henrique Rubo, Paulo Martins Ferreira, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Vinicius Carvalho Porto, Lucimar Falavinha Vieira, Wellington Cardoso Bonachela, Milton Carlos Gonçalves Salvador, Renato Freita,** e pelos ensinamentos transmitidos durante toda a minha formação acadêmica.*

*Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris** pela ajuda na análise estatística deste trabalho, além de sua disponibilidade e paciência em ensinar*

*Aos **Professores da Faculdade de Odontologia de Bauru,** meus mestres por transmitirem seus conhecimentos e me fazer descobrir esta profissão maravilhosa.*

*Aos meus **amigos de faculdade**, em especial a **Quinha, Mona, Kazinha, Bobrão, Chakal, e Biga**, que me deram apoio e incentivo para que eu percorresse este caminho. Pessoas especiais não são esquecidas.*

*Aos colegas de Doutorado: **Ayub, Leylha, Marinelli, Marli, Paulo, Paulo Fukashi, Osvaldo, Ricardo, Tatiany**. Agradeço em especial ao **Jefferson, Luis Gustavo, Rafael e Renato** pelos momentos compartilhados durante esta etapa de minha vida.*

*Aos doutorandos da turma passada **Juliano e Rudys** por seu apoio e incentivo.*

*Aos **meus pacientes**, em especial à **Sandra**, que se tornou uma grande amiga.*

*Aos meus **amigos** de outras áreas do curso de mestrado pelos momentos compartilhados.*

*Aos funcionários do Departamento, em especial a **Edna, Cláudia, Débora, Riva, Marcelo, Luzia e Walquíria** sempre torcendo por mim e dispostos a ajudar-me em qualquer momento que precisasse. Obrigado.*

*A **Edna**, ex-secretária do Departamento de Prótese, que no começo deste curso e até hoje nos ajuda e apóia.*

*Aos funcionários da Pós-Graduação, pela dedicação em sempre atender minhas necessidades, especialmente a **Eduardo, Giane, Leticia, Cleuza e Israel**.*

*Aos funcionários da biblioteca pela disponibilidade que sempre me foi prestada, principalmente à Mônica e a Jane por seu carinho e atenção desde a graduação.*

*Aos estagiários, hoje mestrandos, **Caio, Dudu, Romão, Thiago, e Jefferson** por sempre estarem prontos a ajudar-me. Muito obrigado.*

*Aos **funcionários da Faculdade de Odontologia de Bauru**, por sua dedicação e vontade.*

*Ao **CNPq**, o seu apoio financeiro fez possível a realização deste trabalho.*

*Ao **Governo do Estado de São Paulo** que através de sua faculdade a **FOB-USP** fez com que fosse possível realizar o meu sonho: tornar-me Cirurgião Dentista e agora Mestre.*

*A todas aquelas pessoas que de alguma forma, diretamente ou indiretamente, colaboraram com esta conquista.*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>xi</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>xiv</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>xvi</b>
<b>1 – INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2 – REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>7</b>
<b>3 – PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>63</b>
<b>4 – MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>65</b>
4.1 – MATERIAL.....	66
4.2 – MÉTODO.....	67
4.2.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	67
4.2.2 – SELEÇÃO DOS DENTES, LIMPEZA E ARMAZENAMENTO.....	67
4.2.3 – TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	68
4.2.4 – INCLUSÃO DOS DENTES.....	69
4.2.5 – DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS.....	70
4.2.6 – PREPARO DOS DENTES.....	71
4.2.7 – PREPARO DOS CONDUTOS.....	73
4.2.8 – OBTENÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS.....	75
4.2.9 – CIMENTAÇÃO DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS E NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS.....	78
4.2.10 – CONFECÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO.....	80
4.2.11 – CONFECÇÃO DAS COROAS METÁLICAS.....	81
4.2.12 – CIMENTAÇÃO DAS COROAS METÁLICAS.....	83
4.2.13 – ENSAIO DE CARGA CÍCLICA.....	85
4.2.14 – ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA.....	86
<b>5 – RESULTADOS.....</b>	<b>89</b>
<b>6 – DISCUSSÃO.....</b>	<b>96</b>
<b>7 – CONCLUSÕES.....</b>	<b>109</b>
<b>ANEXO.....</b>	<b>112</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>114</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>128</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>131</b>

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1** - Inserção do dente no tubo resina acrílica: (A) longo eixo, (B) inserção do dente com resina Duralay, e (C) espaço de 3,0 mm representando a distância biológica.....73
- FIGURA 2** - Grupos avaliados: (A) 60 dentes divididos em seus grupos e (B) comparação da altura do remanescente coronário em cada grupo.....74
- FIGURA 3** - Preparo dos grupos I e II: (A) secção de coroa e (B) vista superior do dente cortado.....75
- FIGURA 4** - Preparo dos dentes dos grupos III, IV, V e VI: (A) dente hígido, (B) técnica da silhueta, (C) vista proximal preparo, e (D) vista vestibular.....76
- FIGURA 5** - Preparo do grupo III (A), grupo IV (B) e grupo V (C).....76
- FIGURA 6** - Pino de fibra de carbono Reforpost: (A) esquema de forma, comprimento e diâmetro e (B) pino e broca correspondente no kit Reforpost.....78
- FIGURA 7** - Núcleo pronto para preparo formado pelo uso de matriz de acetato.....79
- FIGURA 8** - Fundição dos núcleos: (A) núcleos na base e (B) núcleos fundidos.....80

- FIGURA 9** - Preparo do pino de fibra de carbono: (A) corte do pino, (B) limpeza com gaze e álcool e (C) aplicação do sistema adesivo.....82
- FIGURA 10** - Grupos prontos para confecção de coroa metálica fundida.....84
- FIGURA 11** - Coroas enceradas diretamente sobre os preparos.....85
- FIGURA 12** - Coroa adaptada ao seu preparo.....86
- FIGURA 13** - Cimentação da coroa com aparato para padronização da carga e direção de força.....87
- FIGURA 14** - Grupos com coroas cimentadas.....88
- FIGURA 15** - Teste de carga cíclica: (A) posicionamento dos espécimes e (B) vista aproximada do espécime.....89
- FIGURA 16** - Esquema da aplicação de força à 135°: (A) ângulo de 135,4° formado pelo contato oclusal entre os incisivos centrais superiores e inferiores em classe I de Angle e (B) representação esquemática da força de compressão incidindo em ângulo de 135° em relação ao longo eixo da raiz.....90
- FIGURA 17** - Teste de resistência à fratura: (A) posicionamento da matriz na Máquina de Ensaio Universal, (B) espécime posicionado para teste e (C) vista aproximada do espécime posicionado para teste.....91

<b>FIGURA 18 -</b>	Representação gráfica das médias de resistência à fratura dos seis grupos.....	94
<b>FIGURA 19 -</b>	Localização e modo das fraturas.....	97

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1</b> - Material de consumo utilizado.....	69
<b>TABELA 2</b> - Valores individuais, médias e desvio padrão dos grupos (valores em kgf).....	93
<b>TABELA 3</b> - Teste estatístico de análise de variância a um critério aplicado aos valores de resistência à fratura.....	95
<b>TABELA 4</b> - Comparações individuais das médias – Teste de Tukey.....	96
<b>TABELA 5</b> - Tipo de falha e fratura dos espécimes: (0) coroa decimentada; (1) fratura cervical; (2) fratura médio e (3) fratura apical.....	97
<b>TABELA 6</b> - Porcentagem de espécimes com reabilitação favorável.....	98

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Grau
µm	Micrometro
Anova	Análise de Variância
FOB	Faculdade de Odontologia de Bauru
FOP	Faculdade de Odontologia de Piracicaba
H	Hora
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
min	Minuto
mm	Milímetro
MPa	MegaPascal
N	Newton
p	Nível de Significância
Pa	Pascal
UNICAMP	Universidade de Campinas
USP	Universidade de São Paulo

# *Resumo*

---

## RESUMO

Avaliou-se qual a relevância do remanescente coronário na resistência à fratura após carga cíclica em dentes tratados endodonticamente e restaurados com pino de fibra de carbono, núcleo de preenchimento de resina composta e coroa total metálica. Selecionou-se 60 dentes caninos superiores com dimensões semelhantes, sendo realizado o tratamento endodôntico. Os dentes foram colocados em matrizes de resina acrílica autopolimerizável e preparados de forma padronizada, estando sempre acondicionados em soro fisiológico à temperatura ambiente. Os dentes foram divididos em seis grupos de 10 espécimes: Grupo I (controle)- sem remanescente coronário com núcleo fundido em liga de cobre-alumínio; Grupo II- sem remanescente com pino de fibra de carbono; Grupo III- 1,0 mm de remanescente com pino de fibra de carbono; Grupo IV- 2,0 mm de remanescente com pino de fibra de carbono; Grupo V- 3,0 mm de remanescente com pino de fibra de carbono; Grupo VI (controle positivo)- 6,0 mm de remanescente sem pino. Todos os grupos receberam coroas metálicas fundidas em níquel-cromo. Os pinos de fibra de carbono, núcleos fundidos e coroas metálicas foram cimentados com cimento resinoso dual. Os espécimes foram levados à máquina de ciclagem dinâmica para realização de 250.000 ciclos com carga 30 N e frequência de 2,0 Hz, aplicada à superfície palatina da coroa em um ângulo de 135°. Nenhum espécime sofreu falha por fadiga, assim todos foram levados a Máquina de Ensaio Universal para o teste de resistência à fratura em ângulo de 135° e velocidade de 0,5 mm/min. Os valores de resistência à fratura foram: Grupo I- 104,37 Kgf; Grupo II- 102,88 Kgf; Grupo III- 131,89 Kgf; Grupo IV- 131,55 Kgf;

Grupo V- 128,10 Kgf; e Grupo VI- 161,44 Kgf. A análise dos resultados foi feita com o teste de Análise de Variância (ANOVA) a um critério e do teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). O Grupo I e II, sem remanescente, foram estatisticamente iguais e inferiores ao Grupo VI. Os Grupos III, IV, V e VI, com remanescente, não apresentaram diferença estatística. As amostras com reparo favorável foram: Grupo I -100%; Grupo II- 80%; Grupo III- 50%; Grupo IV- 40%; Grupo V- 40 %; Grupo VI- 50%. A presença de remanescente coronário aumentou a resistência à fratura, e para dentes sem remanescente, o núcleo fundido e o pino de fibra de carbono foram semelhantes.

# *1. Introdução*

---

# 1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, um grande avanço tecnológico, envolvendo materiais e técnicas, tem ocorrido na odontologia. Contudo, a restauração de dentes tratados endodonticamente com grande perda de estrutura dentária continua a ser um desafio, e ainda gera discussões devido à sua maior fragilidade e susceptibilidade à fratura.

Questiona-se qual seria o melhor material utilizado para pino intraradicular e reconstrução coronária, ou ainda, qual seria a indicação para cada tipo de pino e núcleo. Neste contexto, a presença de remanescente coronário acima da margem da coroa é um fator destacado.

As tentativas de restaurar dentes despolpados utilizando pinos intraradiculares e coroas têm sido relatadas por mais de 200 anos. Em 1747, Pierre Fauchard usou dentes anteriores superiores para ancoragem, ao restaurar unidades únicas e múltiplas. Os pinos eram feitos de ouro ou prata e eram mantidos no lugar com um adesivo amolecido pelo calor, chamado “mastique” (TRABERT et al. <sup>107</sup>, 1985).

Em 1839, descreveram o aproveitamento de raízes naturais com pinos de retenção para confecção de coroas, como a melhor solução para recuperação da porção coronária. Entretanto, alguns profissionais preferiam os pinos de metal e outros os pinos de madeira, que possuíam grande retenção

devido ao aumento de seu volume pela umidade absorvida da saliva (TRABERT et al. <sup>107</sup>, 1985).

Contudo, a grande dificuldade era realizar um tratamento endodôntico adequado, que não levasse à episódios repetidos de inflamação e dor. Hoje, compreende-se que com o tratamento endodôntico correto e uma restauração adequada, os dentes despolpados podem ser reabilitados como parte integrante da dentição natural.

A restauração destes dentes exige um conhecimento completo do uso adequado de pinos, núcleos, cimentos e coroas protéticas, pois fraturas e perfurações são causas comuns de insucessos. A restauração final deverá promover retenção e proteção à estrutura dentária remanescente.

Um dente tratado endodonticamente já está estruturalmente comprometido pela abertura de acesso, cárie e remoção da mesma, além da presença de restaurações prévias (PLASMAN et al. <sup>19</sup>, 1986; MONDELLI <sup>63</sup>, 1998). O uso de um dente como este para apoio de prótese fixa ou removível poderá alterar a opção de tratamento.

O que torna ainda mais complexa a restauração destes dentes, é que não existe um consenso de quais são as melhores técnicas e materiais a se utilizar (AKKAYAN; GULMEZ. <sup>2</sup>, 2002). Dentro das opções de técnicas

operatórias para conservação do dente, os pinos levantam um paradoxo: existem poucas alternativas se eles falharem (CAPUTO; STANDLEE <sup>14</sup>, 1976).

Têm-se buscado soluções por meio de trabalhos “in vitro”, acompanhamentos clínicos e revisões de literatura nessa área. Neste contexto, os pinos têm merecido papel de destaque. Segundo STANDLEE et al. <sup>102</sup> (1972), os pinos têm duas funções em dentes tratados endodonticamente: (1) proteger o dente enfraquecido pela terapia endodôntica da concentração interna de estresse e fratura de raiz, (2) providenciar retenção à restauração final.

Entretanto, CAPUTO; STANDLEE <sup>14</sup> (1976) lembram que o preço de maior retenção é o aumento dos riscos de maior prejuízo à estrutura dentária. Assim, o profissional deve saber balancear os fatores de retenção e proteção com uma escolha sábia quanto ao material e aos procedimentos utilizados.

Dentre os materiais que constituem os pinos hoje existem o núcleo metálico fundido e o pino pré-fabricado metálico como os mais antigos e clássicos, mas novos materiais foram introduzidos na expectativa de substituí-los, sendo eles, pino de fibra de carbono, pino de fibra de vidro, pino de fibra de quartzo e pino cerâmico de zircônio (STWARDSON <sup>105</sup>, 2000).

Observa-se um consenso na literatura que testes com pinos intraradiculares devem simular ao máximo as condições bucais de seu uso. Além

disso, não está estabelecido a inter-relação entre a quantidade de remanescente coronal e o tipo de pino a ser utilizado. Assim, existem dúvidas quanto ao comportamento do pino pré-fabricado de fibra de carbono e do núcleo metálico fundido em uma situação crítica, onde não se possua remanescente coronal (AKKAYAN<sup>1</sup>, 2004).

MONDELLI<sup>63</sup> (1998) destaca que o remanescente coronário deve possuir de 1,0mm a 2,0mm de estrutura para que se possa optar por pino pré-fabricado. Fato este corroborado por HEYDECKE et al.<sup>38</sup> (2002), que utilizou 2,0mm de remanescente acima da margem da coroa nos dentes com pinos pré-fabricados. SORENSEN & ENGELMAN<sup>99</sup> (1990), reportam que o fator chave para prevenir falhas é a extensão coronal de estrutura dentária acima da margem da coroa, concluindo que a presença de 1,0mm de remanescente dentário coronal aumenta o limiar de falha.

Porém, nem sempre se tem 1,0mm de remanescente coronal, e o profissional é colocado em “xeque” sobre qual sistema de núcleo e pino apresenta melhor prognóstico, ou mesmo se para cada quantidade de remanescente seria indicado um determinado sistema.

Há muito a se considerar sobre as condições de restauração de um dente tratado endodonticamente, e a complexidade aumenta à medida que a estrutura dentária é menor. Nestes momentos, são exigidos conhecimentos da biomecânica da estrutura dentária, dos pinos e dos materiais empregados. É

por este motivo que antes de testes clínicos e de advogar a legitimidade de uma técnica ou material, vários testes laboratoriais devem ser feitos. Deste modo, se faz lícito realizar um trabalho que procure elucidar aspectos como a influência do remanescente coronal dentário e sua relação com pinos de fibra de carbono quanto à resistência à carga cíclica e resistência à fratura, definindo parâmetros para estudos “in vivo”.

## *2. Revisão de Literatura*

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

MARKLEY <sup>55</sup>, em 1958, foi um dos primeiros autores a estudar e indicar pinos cimentados para reforço do remanescente, que aumentariam a retenção e porção coronária para confecção de coroa.

Desde então muitos estudos foram desenvolvidos nesta área restauradora. SICKELMORE <sup>94</sup>, em 1959, observou que as coroas com pinos intra-radiculares são um meio comum de restauração, contudo passíveis de insucesso, como a fratura do pino devido à falta de resistência do material empregado, já que era impossível confeccioná-lo suficientemente forte sem enfraquecer a raiz por alargamento excessivo do canal.

TYLMAN; TYLMAN <sup>108</sup>, em 1960, apresentaram um protocolo para uso de pinos lisos e com roscas nos condutos radiculares, com a porção coronária encerada na forma de 'coping', cobrindo a raiz para reforçá-la. Então eram fundidas para que sobre o 'coping' fosse cimentada a coroa.

BRECKER <sup>12</sup>, em 1961, acreditava que quanto maior o remanescente dental maior a resistência do pino, sugerindo a conservação de estrutura sadia quando utilizado pino intra-radicular.

ROSEN <sup>83</sup>, em 1961, destacou a fragilidade de dentes tratados endodonticamente pela perda de estrutura dentária, friabilidade e pouca

resistência ao processo carioso. Descreveu o processo de confecção do núcleo fundido e enumerou vantagens da utilização de pinos separados das coroas: retenção e estabilidade dos núcleos que podem ser avaliadas antes da cimentação; no caso de fratura, os núcleos podem ser removidos com maior facilidade; simplicidade de preparo; e paralelismo em retentores de próteses fixas.

SEGAT <sup>91</sup>, em 1962, aprova o uso de coroas de espiga ou pivôs, confeccionados em ouro e faceta estética, desde que o comprimento do pino fosse de dois terços do comprimento da raiz. Ainda discute que o pino nunca deveria ser menor que do que a coroa clínica.

SILVERSTEIN <sup>96</sup>, em 1964, afirma que devido ao tratamento endodôntico, os dentes tornam-se fracos e propensos a fraturas, deste modo os dentes tratados endodonticamente precisariam de um reforço para que pudessem atuar de forma eficiente. O autor comentou sobre as vantagens da confecção de um núcleo intra-radicular quando comparado a uma coroa com espiga, salientando a importância do núcleo não ser parte integral da coroa. Descreveu ainda uma técnica direta para a obtenção de núcleo metálico a partir de um padrão de fundição, confeccionado pela moldagem do conduto com pino de resina acrílica e cera, formando a porção coronária pelo auxílio da coroa provisória.

Em 1965, CHARLTON <sup>17</sup> enfatizou que o método de escolha dos profissionais da época para restauração de dentes destruídos e com tratamento endodôntico era a colocação de um pino fundido, sobre o qual era cimentada uma coroa de jaqueta. Afirmava também que esta técnica era dispendiosa e trabalhosa. Sugeriu a utilização de pinos pré-fabricados por serem de fácil utilização e mais acessíveis em termos de custo ao profissional. Referindo-se à retenção dos núcleos metálicos, o mesmo deveria ter no mínimo o tamanho da coroa para que mecanicamente pudesse ter uma boa retenção. O cimento durante a cimentação deveria ser colocado tanto no pino quanto no interior do conduto, e um cuidado especial deveria ser tomado no posicionamento do pino, pois ele poderia agir como um embolo por ação da pressão hidrostática, não permitindo, assim, um adequado assentamento.

Descrevendo que a obtenção de núcleos metálicos fundidos poderia ser feita pela técnica direta ou indireta com o mesmo sucesso e que o comprimento do pino deveria ser pelo menos igual ao tamanho da futura coroa, JOHNSTON et al. <sup>44</sup>, em 1965, enfatizaram que todos os dentes tratados endodonticamente são mais propensos à fratura quando comparados aos dentes polpados, devendo, assim, serem reforçados com pinos metálicos.

Em 1967, CHRISTY; PIPKO <sup>22</sup> verificaram que uma coroa cimentada sobre um núcleo em dois estágios, pino e núcleo de preenchimento, seria o tratamento adequado para um dente tratado endodonticamente, preenchendo os princípios biomecânicos de desenho, função e estética, além de gastar

pouco tempo clínico e ser um procedimento simples. Os autores afirmaram que se deve preservar, ao máximo, estrutura dentária ao preparar a porção radicular para receber o pino metálico podendo atingir de dois terços a três quartos do remanescente radicular.

Analisando a falta de retenção dos pinos metálicos dentro do conduto e a grande quantidade de desgaste de dentina, KURER <sup>46</sup>, em 1967, preconizou o uso de pinos rosqueáveis e parafusados com melhores resultados quando comparados aos núcleos fundidos.

RUSSI; LEONARDI <sup>87</sup>, em 1968, afirmaram que a correta execução de uma coroa com pino deve obedecer basicamente a três princípios: a) correto tratamento do canal radicular; b) ausência de lesão periapical; c) o pino deve ter um tamanho de no mínimo dois terços do comprimento da raiz. Pesquisando radiograficamente trabalhos com coroas de espiga, encontraram que 95,2% dos casos apresentavam relação incorreta entre o comprimento do pino e tamanho da raiz.

Preocupado com a qualidade de obturação dos condutos que iriam receber pinos metálicos, NEAGLEY <sup>67</sup>, em 1969, avaliou os diversos tipos de selamento. Estes foram realizados com: a) cones de prata; b) cones de guta-percha com condensação lateral; c) cones de guta-percha aquecida e; d)

obturação retrógrada. Os condutos foram preparados com 4 a 8 mm de remanescente obturador e corados com solução de Rhodamine-B. Conclui-se que os condutos obturados com guta-percha por condensação lateral e guta-percha aquecida, não permitiram a penetração do corante. A obturação retrógrada e cones de prata não foram tão efetivos.

Em 1969, FUSAYAMA; MAEDA <sup>32</sup>, testaram o efeito da remoção do tecido pulpar e observaram que este procedimento não diminui a dureza da dentina, mas cessa o crescimento e maturação do dente jovem, resultando em uma dentina mais delgada e enfraquecida quando comparada com um dente íntegro. Os autores utilizaram quarenta caninos de dez cachorros. As polpas de 20 caninos direitos foram removidas e os outros 20 caninos esquerdos foram mantidos intactos como grupo controle. Doze dos vinte canais foram restaurados imediatamente com guta-percha. Os canais remanescentes foram mantidos abertos. Os cachorros foram sacrificados após 4, 6 ou nove meses. Oito pares de caninos foram usados. Para determinar a dureza da dentina foi usado um indutor Knoop, em regiões determinadas. Os resultados obtidos mostraram que a dureza e a espessura dos dentes tratados endodonticamente eram menores do que o grupo controle.

SHEETS <sup>92</sup>, em 1970, descrevendo uma série de princípios que considerava essenciais na restauração de dentes despolpados, concluiu que os núcleos metálicos fundidos foram os que apresentaram os melhores resultados.

SHILLINGBURG JUNIOR; FISHER; DEWIRST <sup>93</sup>, em 1970, indicaram os núcleos fundidos para dentes sem remanescente coronário, tanto para dentes uni como multirradiculares, devendo-se sempre aproveitar a raiz mais volumosa ou o canal mais amplo. Consideraram também que 2/3 a 3/4 seria a profundidade do conduto para estes pinos e que quando isto não fosse possível, o comprimento do pino deveria ter no mínimo metade do tamanho da coroa clínica. Outro fator importante a ser considerado seria o nível de obturação apical de 3mm, o que preveniria o deslocamento dos cones de gutapercha e, posteriormente, uma infiltração. Quando os dentes tratados endodonticamente não permitirem o uso de núcleos metálicos devido a canais curtos e atrésicos ou acentuadamente divergentes, indicaram a utilização de núcleos de preenchimento com amálgama retido a pinos para se conseguir suporte para uma restauração metálica fundida.

STANDLEE; COLLARD; CAPUTO <sup>104</sup>, em 1970, estudaram o comportamento das brocas nos preparos dos condutos que iriam receber núcleos fundidos, concluindo que elas provocaram o aparecimento de trincas nas paredes de dentina. Chamaram atenção também para a utilização de pinos rosqueáveis e retidos por fricção, que tem a possibilidade de ação de cunha e subsequente fratura. Na utilização de pinos cimentados, este risco de fratura é diminuído.

Em 1970, BARABAN <sup>5</sup>, descreve a utilização de pinos pré-fabricados Para-post, em dentes tratados endodonticamente, enfatizando as vantagens do

uso do método direto e de pinos metálicos confeccionados em ouro, aço inoxidável, plástico e alumínio. Os pinos de ouro e aço eram serrilhados para que houvesse maior retenção do cimento, deve-se ter um cuidado especial com a cimentação destes pinos para que se evite a formação de bolhas de ar, impedindo assim, desajustes nos pinos e até fraturas. A maior vantagem deste sistema é a obtenção de pinos e núcleos pelo método direto permitindo que todo o procedimento seja feito em uma única sessão.

Em 1971, SPALTEN <sup>101</sup> sugeriu o uso de resina composta ativada quimicamente ao invés de amálgama para restaurar dentes com pinos dentinários. Ressaltou como propriedades, a boa adaptação, a resposta favorável da polpa com uma base de hidróxido de cálcio, baixa contração do material e um pequeno coeficiente de expansão térmica. Como vantagens mencionou a fácil manipulação, a resistência comparável com a estrutura dentária e ao amálgama. Comentou ainda que esta técnica reforça e esplinta a raiz mais facilmente que um núcleo metálico fundido e com menor esforço.

Em 1972, BARABAN <sup>6</sup> preconizou a utilização do sistema Para-post e a fabricação do núcleo de preenchimento, com resina composta ativada quimicamente, para reconstrução da porção coronária em dentes uni e multirradiculares. Este tratamento economizaria tempo e material, permitindo ainda o preparo imediato do dente, dispensando o trabalho de laboratório. O autor enfatiza a existência de suficiente retenção entre o núcleo de

preenchimento e pino intra-radicular de resina durante os procedimentos subseqüentes e durante a função, não existindo mais a necessidade do uso de núcleos metálicos fundidos.

Para PEREL; MUROFF <sup>74</sup>, em 1972, o preparo do acesso cavitário para tratamento endodôntico leva à remoção de estrutura dentária predispondo o dente a fraturas. Para solucionar este problema indicaram o uso de um núcleo fundido, reforçando o conjunto raiz e porção coronária. Dentre os requisitos para o sucesso de tratamento com núcleos fundidos salientaram: 1) o pino deverá ser longo para prevenir o esforço interno excessivo na raiz; 2) o assentamento oclusal previne a ação de cunha, eliminando possível fratura da raiz; 3) a boa adaptação interna do pino distribuirá os esforços internos em toda sua extensão, além de proporcionar uma fina camada de cimento. Enfatizaram o perigo do uso de pinos rosqueáveis, como maior incidência de fratura radicular.

Fazendo uma análise comparativa entre núcleos metálicos fundidos e pré-fabricados, HARTY; LEGGETT <sup>35</sup>, em 1972, comentaram que o deslocamento do pino é causado por forças de oclusão e mastigação agindo contra a coroa. Ressaltaram o fato de que apesar de ter sido demonstrado que os pinos com paredes paralelas são mais retentivos que os de paredes convergentes, os testes de laboratório exercem tração apenas no sentido do longo eixo do pino, fato este que não ocorre em função.

STANDLEE et al <sup>102</sup>, em 1972, analisaram três tipos de núcleos resumindo suas vantagens e desvantagens: 1) os núcleos lisos, paralelos, são bastante retentivos, porém de difícil cimentação devido à pressão hidrostática; 2) os núcleos lisos, de forma cônica distribuem bem o cimento, porém são os menos retentivos; 3) núcleos rosqueados com paredes paralelas são os mais retentivos, porém de difícil execução clínica. Os núcleos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco, introduzidos no canal com broca Lentulo. O pino foi recoberto com cimento e o assentamento foi feito digitalmente. Para evitar o deslocamento durante a cimentação, recomendaram a confecção de um sulco de escape ao longo do pino. Após a realização de uma análise fotoelástica da distribuição das forças durante a cimentação dos núcleos concluíram: a) o conceito clínico de que o comprimento do pino deva aproximar-se do comprimento da coroa anatômica para melhor distribuição de forças parece verdadeiro, visto que ocorreu uma redução na concentração de esforços com aumento do comprimento do pino; b) os núcleos rosqueados proporcionam melhor distribuição de esforços quando em pequenos comprimentos; c) os núcleos cônicos exibiram um efeito de cunha e produziram maior concentração de esforços na área cervical; d) os núcleos de paredes paralelas geraram as mais altas concentrações de forças apicais.

WEINE et al. <sup>112</sup>, em 1973, afirma que graças ao sucesso da terapia endodôntica, o status dos dentes desvitalizados aumentou. Estes dentes podem ser restaurados, exercendo sua função individualmente ou participando, com sucesso, como pilar de prótese fixa ou retentor de prótese parcial

removível. Contudo, há de se considerar que a terapia endodôntica tem importantes implicações, como a perda de estrutura dentária pelo acesso cavitário e a instrumentação endodôntica, além das perdas causadas pela cárie. Para compensar esta situação é necessário o uso de pino e núcleo ou núcleo fundido para que a restauração final tenha retenção.

MOYERS <sup>66</sup>, em 1975, demonstrou a relação entre os dentes anteriores superiores e inferiores por meio de análise encefalométrica através de imagem radiográfica de perfil facial. Para o padrão normal de oclusão, o ângulo entre o incisivo central superior e inferior é de aproximadamente 135°.

CAPUTO; STANDLEE <sup>14</sup>, em 1976, citam fatores que devem ser avaliados para a retenção da restauração com pino, sendo eles: configuração do canal, desenho, profundidade, diâmetro e número de pinos, tipo de cimento, além dos cuidados com a porção apical do tratamento endodôntico. Estes fatores são influenciados pelo modo como as cargas oclusais são distribuídas pela dentina à membrana periodontal e ao osso. Os autores separaram e avaliaram os pinos de acordo com sua configuração geométrica. Foram incluídos os pinos cônicos, paralelos e rosqueáveis, e suas variações, pois os cônicos e paralelos podem ser lisos ou serrilhados. Os autores observaram que os pinos cônicos conservam mais estrutura dentária, por acompanhar a anatomia do canal radicular, porém geravam maior estresse à raiz por funcionarem como cunha.

HENRY <sup>37</sup>, em 1977, observou que existem várias opções de tratamento para dentes tratados endodonticamente com perda de estrutura. Além disso, relatou que esses dentes são frágeis devido à extirpação da polpa. Ele procurou determinar a influência da morfologia na qualidade de distribuição de estresse em raízes de dentes preparados. Os testes foram feitos em modelos fotoelásticos, avaliando a distribuição de estresse em torno dos sistemas de pino e núcleo. Encontrou-se uma melhor distribuição em pinos paralelos, além de terem mais retenção. Mas estes pinos apresentam maiores riscos de perfurarem a raiz durante seu preparo, além de gerarem estresse na cimentação, funcionando como êmbulo. Uma opção a esta pressão hidrostática de refluxo seriam ranhuras longitudinais nestes pinos, que permitiriam o refluxo de cimento. Os pinos paralelos com ápice cônico produzem pouca ou nenhuma tensão de cimentação. Os pinos rosqueáveis foram contra-indicados por apresentarem alto estresse em sua cimentação, mesmo sem aplicação de carga. Apesar disto, são estes pinos que apresentam a maior capacidade de retenção, seguido pelos pinos paralelos e cônicos. Contudo, no grupo com menor perda de estrutura, o estresse era melhor distribuído, sugerindo a necessidade de conservação de estrutura.

DURNEY; ROSEN <sup>25</sup>, em 1977, nas suas investigações sobre o efeito dos pinos sobre fraturas radiculares observaram que o cirurgião-dentista deve determinar para cada caso se a retenção adicional do pino justifica o risco. Geralmente, esta maior retenção gera um maior estresse sobre a raiz quando os fatores envolvidos são maior comprimento e diâmetro, ou rosqueamento do

pino. Além disso, afirmaram que pinos pré-fabricados podem ser mais conservadores, retentivos e exigem menor tempo clínico e custo do que o núcleo fundido.

STANDLEE; CAPUTO; HANSON <sup>103</sup>, em 1978, afirmaram que os pinos têm duas funções em dentes tratados endodonticamente, e seriam elas: proteger o dente enfraquecido da concentração de estresse e conseqüente fratura da raiz; e providenciar retenção à restauração através da porção coronária. Concluíram em seu trabalho com pinos metálicos que diâmetros de 1,5mm e 1,75mm não foram diferentes quanto à retenção, porém o de maior diâmetro irá debilitar mais a estrutura dentária remanescente devido à remoção de mais estrutura, e conseqüentemente diminuirá a resistência ao estresse. Houve diferença entre o comprimento dos pinos, sendo os de 8,0 mm mais retentivos do que os de 5,0 mm. Os cimentos utilizados não foram diferentes nos resultados, sendo eles fosfato de zinco, carboxilato, e epóxi. Os cimentos inorgânicos têm alto módulo de elasticidade, são rígidos e concentram estresse na interface dente-cimento-pino, estando sujeitos à quebra do embricamento mecânico ou falha coesiva do cimento. Isto pode ser mais evidente em canais elípticos ou achatados, onde existem áreas de grande espessura de cimento.

COLMAN <sup>21</sup>, em 1979, observou que da mesma forma que cresce a capacidade de se realizar tratamentos endodônticos de sucesso, cresce o número de opções restauradoras para estes dentes tratados endodonticamente. Isto colocaria os cirurgiões-dentistas em um dilema: qual

seria a indicação correta para cada caso, ou ainda, quais critérios deveriam ser utilizados para chegar à indicação? Em sua revisão e inferências, estabeleceu que ainda não foi possível se obter respostas claras a estes importantes questionamentos.

MONDELLI et al.<sup>62</sup>, em 1980, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares após desgaste para confecção de restauração. Foram três diferentes formas de preparo, sendo elas, oclusal (O), mesio-oclusal (MO) e mesio-ocluso-distal (MOD). Os autores observaram que quanto mais largo o desgaste para restauração oclusal, ou seja, quanto maior a perda de estrutura, menor a resistência. Ainda, menor resistência tinha o preparo para restauração mesio-oclusal, e consecutivamente menor o preparo mesio-ocluso-dital.

Para MATTISON<sup>57</sup>, em 1982, vários métodos para confecção de restauração podem ser aceitos, e a escolha do tratamento restaurador depende dos seguintes fatores: (1) a quantidade de estrutura intacta remanescente, (2) o dente envolvido, (3) a natureza da oclusão, (4) a qualidade e quantidade de suporte do periodonto, (5) o espaço interoclusal, (6) a morfologia da raiz e do canal pulpar. Geralmente, um pino é cimentado no canal radicular tem a profundidade similar ao comprimento da coroa clínica. O núcleo é então confeccionado para repor a perda de dentina. Segundo o autor, o problema de se restaurar um dente tratado endodonticamente é que a ênfase é colocada sobre os fatores que afetam a retenção, e fatores como o suporte ósseo e resistência à fratura da raiz são ignorados. Neste estudo, MATTISON<sup>57</sup> (1982),

comparando pinos de ouro de diâmetros de 1,25 mm e 1,75 mm, concluiu que o aumento do diâmetro do pino leva a um aumento de estresse na porção radicular, podendo ocasionar fratura da raiz.

Segundo PETERS et al.<sup>75</sup>, em 1983, a longevidade clínica da restauração pino-núcleo depende da quantidade de estrutura dentária remanescente, da direção e magnitude da carga, do desenho do pino, da adaptação do pino dentro do canal preparado, e da qualidade do cimento. Os autores utilizaram o procedimento para cálculo de estresse em uma estrutura complexa, pelo método de elemento finito (técnica matemática computadorizada). Este método foi usado para o estudo de estresse em um segundo pré-molar superior tratado endodonticamente. O método de elemento finito permite simular a carga tão bem quanto às várias propriedades elásticas do dente restaurado. Este modelo buscou avaliar, inicialmente, a distribuição e magnitude de estresse em função dos seguintes parâmetros: diâmetro, comprimento e forma do pino. Finalmente, avaliaram as características da interface entre pino, cimento e dente. Entre as conclusões do estudo, foi afirmado que a união entre pino, cimento e dente parece ser o mais importante parâmetro para otimizar a ação mecânica da combinação dente prótese.

SORENSEN e MARTINOFF<sup>100</sup>, em 1984, fizeram um estudo correlacionando a parte clínica e laboratorial de 1273 dentes tratados endodonticamente para determinar a importância clínica de reforço do pino e da cobertura coronal bem como a importância da localização do dente no arco

durante o planejamento. Os autores concluíram que não existiu aumento significativo na resistência à fratura ou ao deslocamento obtido com reforço intra-coronal para os 6 grupos anatômicos de dentes; a cobertura coronal não aumentou significativamente a taxa de sucesso clínico dos dentes anteriores superiores e inferiores; e que a taxa de sucesso clínico foi significante aumentada com cobertura coronal nos pré-molares e molares superiores e inferiores. Eles sugerem que o recobrimento da estrutura dentária seria mais eficiente no reforço do elemento dentário do que a fabricação de um núcleo para tais dentes. No caso de uma real necessidade de núcleos intra-radulares o comprimento, forma, tipo de superfície e diâmetro devem ser observados atentamente. Não foi encontrada diferença estatística significativa quando se comparou às porcentagens de sucesso dos dentes anteriores superiores com ou sem pinos intra-radulares. Os autores salientam ainda que pinos intra-radulares não devem ser indicados com o propósito de reforçar a estrutura remanescente, pois, o espaço para o pino pode levar à remoção excessiva de estrutura dentária.

Em um estudo realizado por LINDHE <sup>48</sup>, em 1984, foram avaliados 51 dentes restaurados com pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento em resina composta após 10 anos, onde foram encontrados 43 destes funcionando satisfatoriamente e um onde a coroa foi perdida de seu núcleo. A falha dos outros sete dentes foi por fratura radicular, cárie secundária e/ou retenção do pino inadequada.

TRABERT et al.<sup>107</sup> (1985) afirmou que em meados de 1800 já se conhecia sobre alguns dos princípios usados hoje na seleção de comprimento e diâmetro dos pinos. Logicamente, muito se desenvolveu desde aquela época, graças a um grande número de pesquisas. Mas, a maioria dos testes foi realizada com carga estática, não aplicando a dinâmica da condição bucal.

PLASMANS et al.<sup>76</sup>, em 1986, afirmaram que experimentos “in vitro” não podem simular totalmente importantes detalhes de uma situação “in vivo”. Dificuldades existem em registrar a extensão, forma, direção, ponto de aplicação de força na situação “in vivo”. Ainda, para os autores, forças contínuas (cargas estáticas) não imitam a dinâmica das forças de mastigação. E a análise das restaurações sob forças oblíquas (45°) é um importante parâmetro.

PAO; REINARDT; KREJCI<sup>70</sup>, em 1987, avaliaram, por meio da análise de elemento finito, o tratamento restaurador para um incisivo central superior, tratado endodonticamente, através de núcleo fundido e coroa metalo-cerâmica, ambos em liga de ouro e cimentados com cimento de fosfato de zinco. O núcleo fundido tinha a porção radicular cilíndrica de 1,5 mm de diâmetro com os 2,5 mm finais cônicos com 1,0mm de diâmetro. O sistema de análise de elemento finito simulava a condição da porcelana, liga de ouro, cimento de fosfato de zinco, dentina, guta percha, gengiva, ligamento periodontal e osso. Foram consideradas quatro situações para a condição periodontal, e a carga de 1,0 N foi aplicada em três posições (face palatina-50°, incisal-45° e

vestibular-90°) em momentos distintos, tudo isto gerou doze amostras para análise. Foi concluído que dentes com suporte ósseo normal requerem um pino longo e de diâmetro largo. A forma do pino cilíndrico com ápice cônico gerou baixos níveis de estresse, além de esse formato minimizar o potencial de perfuração no momento do preparo do canal. Em dentes com suporte periodontal diminuído, este formato de pino também gerou baixos potenciais de estresse. A área de maior concentração de estresse, geralmente, era na região apical.

BERGMAN et al. <sup>8</sup>, em 1989, fizeram um estudo retrospectivo para determinar o sucesso endodôntico e restaurador com núcleos fundidos após 6 anos de tratamento concluído em 1978 na Clínica Estudantil da Faculdade de Odontologia de Umeå, na Suécia. De 69 pacientes, 53 voltaram para realizar o exame de controle que faz parte deste estudo. Isto significou reavaliar 96 dentes com núcleos fundidos, sendo que destes, 49 foram restaurados com coroas unitárias e 47 foram restaurados com próteses parciais fixas. Os critérios de avaliação foram clínicos e radiográficos. Avaliou-se clinicamente o índice de placa, profundidade de bolsa, e índice de sangramento, e observações adicionais (retração gengival, fratura). Dos 96 núcleos, 9 falharam, 5 por falha de retenção e 4 por fratura radicular. Assim, a razão de sucesso para o tratamento com núcleo fundido foi de 90,6% após 6 anos de tratamento.

MALQUARTI; BERRUET; BOIS <sup>52</sup>, em 1990, observaram que a resina composta, com ou sem fibras cerâmicas, fibras de carbono, vidro, ou boro, estava substituindo progressivamente o metal na aeronáutica (aviões de guerra e helicópteros), na indústria automotiva (carro de passeio e de corrida), e nos esportes (bicicletas, raquetes de tênis, tacos de golfe, e varas de pesca). A biocompatibilidade de várias fibras e resinas tem aumentado sua popularidade nas áreas de saúde. Segundo os autores, as próteses têm sua resistência à fadiga aumentada com o uso de fibras de carbono. Comentam também que essa substituição do metal nas áreas de saúde se deve ao fato que as ligas não nobres podem oxidar ou mesmo ocasionar alergias nos seus usuários. Além disso, as propriedades físicas do metal podem não ser as desejadas no seu uso.

MORFIS <sup>64</sup>, em 1990, observou que dentes tratados endodonticamente possuem um alto risco de fratura. Isto seria favorecido pelo aumento da perda de dentina radicular durante o preparo mecânico-químico, especialmente com a técnica 'step-back', e mesmo durante o preparo do conduto para o pino. Ainda, colocou que a desidratação de estruturas dentárias depois da terapia endodôntica também implica na ocorrência de fraturas. Dois momentos importantes para prevenção da fratura radicular seriam a obturação endodôntica e o assentamento do pino durante a cimentação, pois o uso excessivo de força poderia ocasionar fratura ou trincas que podem se tornar fraturas quando o dente entra em função. Assim, cuidados preventivos

relacionados à fratura devem ser tomados em cada etapa do tratamento, pois após a fratura, geralmente o tratamento seria a exodontia do dente fraturado.

LYONS <sup>51</sup>, em 1990, estudou a força máxima de mordida alcançada. O autor utilizou uma estrutura de aço inoxidável localizada entre os caninos que mensurava a força de mordida em indivíduos normais e pacientes bruxômanos. Os resultados mostraram que a média da força de mordida em caninos nos indivíduos normais foi de 22 Kg, enquanto para os pacientes bruxômanos a média apresentada foi de 26 Kg.

SORENSEN; ENGELMAN <sup>99</sup>, em 1990, avaliaram a resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com vários tipos de férulas e quantidades de estrutura coronal. Os dentes eram restaurados com núcleos fundidos e coroas metálicas, ambas cimentadas com fosfato de zinco. A férula foi definida como uma banda metálica que envolvia as paredes da porção coronária remanescente. Foram utilizados 60 incisivos centrais superiores divididos em seis grupos (G): G1-sem remanescente e raiz enfraquecida; G2-sem remanescente; G3-preparo em 130° com 2,0 mm de remanescente e núcleo com contra-bisel; G4- término com 1,0 mm de extensão; G5- término com 1,0 mm de extensão, mais 1,0 mm de remanescente; G6- término com 1,0 mm de extensão, mais 2,0 mm de remanescente com núcleo em contra-bisel. Todos os grupos tiveram a mesma profundidade nos condutos. Após aplicarem a carga estática até a falha, encontraram-se as seguintes médias: G1- 29,5 Kg; G2- 29,0 Kg; G3-35,0 Kg; G4-36,3 Kg; G5-65,3 Kg; G6- 69,4. Houve uma

diferença significativa entre os grupos 1, 2, 3 e 4 quando comparados com os grupos 5 e 6. Quanto ao tipo de falha, 25% delas foram por decimentação e os outros 75% de falhas envolveram fraturas. Os grupos 5 e 6 só tiveram falhas por fraturas. Os autores concluíram que 1,0 mm de estrutura dentária remanescente acima dos 1,0 mm do término aumenta significativamente o limiar de resistência à fratura, o preparo das paredes axiais deveria ser paralelo para formar o máximo de resistência, e ainda, o uso do contra-bisel não favoreceu a resistência. Uma observação levantada é que a espessura das paredes axiais parecia não ser relevante na resistência à fratura. Uma modificação do 'efeito férula' foi sugerida. Ele seria um colar metálico da coroa em volta das paredes paralelas do remanescente coronal além da área de término (chanfrado).

Para MCDONALD; KING; SETCHELL <sup>58</sup>, em 1990, é comum encontrar sugestões de que pinos podem servir não somente para reter uma coroa artificial, mas também para reforçar a estrutura dentária. Por esta razão, muitas vezes, os pinos são inseridos em raízes de dentes tratados endodonticamente com sua coroa relativamente intacta. Baseados nestas questões, os autores desenvolveram um estudo com o objetivo de testar o suposto reforço promovido pelo uso de um pino pré-fabricado de aço ou pino pré-fabricado de fibra de carbono, comparados ao dente sem reforço, somente com o tratamento endodôntico. Os autores testaram aqui um novo tipo de pino com fibra de carbono que foi motivo de estudo de outros autores, sendo citados Lovell (1983) e King (1984). Foi observado que não houve diferença

significante entre os grupos. Deste modo, concluíram que os pinos não geraram reforço de dente com a sua utilização.

KING; SETCHELL <sup>45</sup>, em 1990, avalia um pino teste de carbono reforçado com fibra de carbono (CFRC), com núcleo de preenchimento de ouro ou de resina composta. Como comparação foram usados núcleo fundido em ouro e pino pré-fabricado de aço com núcleo de resina composta. Todos receberam coroa metálica e foram sujeitos a teste compressivo até fratura. O modo de fratura do grupo com o pino teste (CFRC) foi o mais favorável. Os resultados de resistência mostraram bom desempenho do pino teste comparado com pinos já estabelecidos clinicamente.

ISIDOR; BRODUM <sup>42</sup>, em 1992, observaram que a força e o número de cargas causam falhas por fadiga em dentes com núcleo e pino, mas fazer a mensuração clínica disto seria impossível, assim estudos laboratoriais neste sentido seriam indicados, buscando simular as condições clínicas. Deste modo, os autores propuseram avaliar o número de cargas intermitentes necessárias para a fratura, quando núcleos fundidos (anatômicos) ou pinos pré-fabricados de titânio (paralelos) foram utilizados em dentes bovinos que foram restaurados com coroas totais metálicas. Além disso, avaliou-se a adaptação dos pinos nos dentes através da espessura do cimento de fosfato de zinco utilizado. A ciclagem mecânica sobre os dentes era de 45° ao seu longo eixo sobre a face palatina, com 250 N de magnitude e frequência de dois impactos por segundo até a falha. A média de ciclos, até ocorrer a falha por fadiga, para os núcleos

fundidos foi de 22.665 ciclos, e para os pinos pré-fabricados de titânio a média foi de 95.000 ciclos, sendo diferentes estatisticamente. Todos os dentes com núcleos fundidos tiveram fraturas oblíquas, e dos dentes com pinos pré-fabricados, 9 de 11 tiveram fraturas horizontais. A espessura de cimento foi de 130  $\mu\text{m}$  para os núcleos fundidos e de 83  $\mu\text{m}$  para os pinos pré-fabricados de titânio, havendo diferença estatística. Para os autores, esta melhor adaptação para os pré-fabricados seria uma das explicações de seu melhor desempenho na ciclagem. A carga de 250 N foi escolhida por causa de testes pilotos, mas ela seria proporcional a carga oclusal em uma prótese parcial fixa. Comparando seu estudo com outros, os autores perceberam contrastes, pois a maioria favorecia o núcleo fundido. Eles atribuem isso ao fato destes trabalhos não terem utilizado coroa, o que seria incorreto, pois não estariam simulando a condição clínica. Além disso, muitos estudos trabalharam com carga estática, até a carga máxima, o que não seria tão relevante clinicamente quanto à fadiga da carga cíclica.

Segundo TJAN; NEMETZ <sup>106</sup>, em 1992, a seleção de um agente cimentante para a cimentação de pinos é crucial para prevenir a falha prematura das restaurações causadas pelo deslocamento dos pinos. Naquele momento era introduzido o cimento resinoso, que era aclamado por possuir uma união química e mecânica ao dente e ligas dentais. Contudo, o eugenol, componente de muitos cimentos temporários e cimentos endodônticos, foi reportado como um inibidor da polimerização química dos cimentos resinosos. Em vista disto, os autores investigaram qual o efeito do eugenol residual na

retenção do pino Para-post metálico cimentado com o cimento resinoso Panavia EX, além de buscar um procedimento de limpeza efetivo que pudesse eliminar o possível efeito adverso do eugenol. Os resultados demonstraram que ocorreu uma redução substancial na retenção dos pinos cimentados com o cimento resinoso Panavia EX na presença do eugenol. A irrigação com álcool ou ácido fosfórico a 37% foram efetivos para restaurar a resistência ao deslocamento dos pinos.

HUANG; SCHILDER; NATHANSON <sup>41</sup>, em 1992, avaliaram se existe diferença entre as propriedades mecânicas da dentina humana de dentes tratados endodonticamente (24 dentes) e de dentes vitais (54 dentes). Os dentes foram cortados e obtidos os espécimes que passaram por diferentes situações de umidade, ar seco, desidratado e re-hidratado. Os valores do modulo de Young, limite de proporcionalidade, e resistência à compressão e tensão, variaram nas diferentes condições propostas, contudo o comportamento dos espécimes de dentes tratados endodonticamente e de dentes vitais foram semelhantes.

SEDGLEY; MESSER <sup>90</sup>, em 1992, buscaram também avaliar a resistência de dentes tratados endodonticamente e de dentes vitais. Mas, os autores utilizaram uma metodologia em que as coroas foram seccionadas e as raízes eram posicionadas em uma matriz própria. Após os testes e comparação das propriedades de resistência entre os dois grupos, concluíram que não

houve diferença entre os grupos. Assim, outros fatores devem ser mais críticos para a falha de dentes tratados endodonticamente.

SILVERS; JOHNSON <sup>98</sup>, em 1992, apresentaram alguns critérios de avaliação e plano de tratamento para a restauração final de dentes tratados endodonticamente. Não se deve esquecer de conceitos básicos para um diagnóstico, como o fato de que cada tratamento é único. Assim, existe sempre a necessidade de se avaliar a história médica e dental, junto com o exame clínico e radiográfico, distinguindo a necessidade de cada paciente. O prognóstico é dependente do sucesso da terapia endodôntica, da presença de suporte periodontal, e de uma restauração protética aceitável. O cirurgião-dentista deve considerar as vantagens e desvantagens na manutenção de um dente, considerando as suas eventuais implicações na restauração oclusal, integridade da arcada, estética e expectativa do paciente.

Segundo WISKOTT; NICHOLLS; BELSER <sup>113</sup>, em 1995, evidências clínicas indicariam que a maioria de fraturas em estruturas protéticas ocorrem depois de um período de vários anos. Estas falhas geralmente não são relacionadas a episódios de sobrecarga, mas resultam de um processo de fadiga. A fadiga seria o modo de fratura onde uma estrutura falha depois de ser sujeita a pequenas cargas repetidas, mas somente a aplicação de uma delas não causa nenhum prejuízo ao componente. Este termo foi proposto primeiramente por Panalet em 1839, quando a Revolução industrial havia começado. Muitos pesquisadores buscaram, por testes e investigações

sistemáticas, reproduzir a falha por fadiga, chegando ao teste de carga cíclica e conceitos como o limite de fadiga. Hoje, a falha de fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de estresse. Com a continuidade de cargas, estas trincas se fundem provocando o fracasso. Assim, falhas catastróficas resultam de um ciclo final de cargas que excede a capacidade mecânica do material. Processos similares podem ser observados em estruturas biológicas. Na sua revisão, os autores observam que as falhas em prótese parciais fixas podem ser biológicas ou mecânicas, sendo que estas falhas mecânicas podem ocorrer entre 2,5 a 15 anos, dependendo do tipo de restauração. A maioria destas falhas são caracterizadas como catastróficas depois de anos de uso. Assim, a ênfase deve ser dada a caracterização de materiais dentários e estruturas por testes dinâmicos.

Com o advento do condicionamento ácido e dos sistemas adesivos, a cimentação, e propriamente o cimento ganharam destaque. SAUPE; GLUSKIN; RADKE <sup>89</sup>, em 1996, descreveram que a retenção e a resistência ao deslocamento, sob carga mastigatória, dependem do agente cimentante, do preparo do canal e da configuração de superfície da raiz. Estes fatores se relacionam à cimentação, pois o preparo do canal levará à adaptação do pino, com uma menor interface de cimento, além de limpar a superfície, preparando-a para o condicionamento ácido e sistema adesivo. Ainda, afirmaram que falhas no sistema núcleo-pino devem-se a problemas adesivos na interface dentina-cimento-pino, falha coesiva do cimento, fratura do pino, e fratura radicular. Mas, os cimentos tradicionais são a razão primária destas muitas

falhas, pois estes cimentos inorgânicos, não adesivos, baseados somente no embricamento mecânico para reter os pinos geram menor distribuição de carga, provocando maior estresse.

ISIDOR; ODMAN; BRONDUM <sup>43</sup>, em 1996, afirmaram que vários tipos de pinos e núcleos já estudados, incluindo núcleos fundidos e pinos pré-fabricados, estão a disposição para o tratamento restaurador. Mas, recentemente testes de carga cíclica foram introduzidos, e seus resultados podem gerar conclusões muito diferentes de testes tradicionais. Os autores avaliaram a resistência à fadiga de 14 dentes bovinos restaurados com pinos pré-fabricados de fibra de carbono e resina composta autopolimerizável como núcleo, além da cimentação de coroas totais metálicas. A metodologia foi semelhante ao trabalho, já citado, de 1992 dos mesmos autores, de modo que utilizaram os grupos com núcleo fundido e pino pré-fabricado metálico como comparação. Após atingirem 260.000 ciclos, 9 dos 14 dentes falharam, sendo que 4 foram por fratura dentária. Como conclusão, os autores colocam que o pino pré-fabricado de fibra de carbono foi o mais eficiente, seguido pelo pino pré-fabricado metálico e núcleo fundido, com diferença estatística entre todos eles. Contudo, ocorreram variações entre os grupos, como o material para o núcleo, agente cimentante, geometria do pino, e conseqüentemente, a forma e quantidade de canal preparado. Isto pode ter influenciado a distribuição de força.

Para PURTON; PAYNE <sup>80</sup>, em 1996, os pinos de fibra de carbono tem potencial de substituir os pinos metálicos em muitas situações clínicas. Isto graças a sua rigidez, reversibilidade e resistência à fadiga e corrosão. Além disso, sua conformação serrilhada pode melhorar a união com o núcleo de preenchimento. Em seu estudo, os autores compararam o módulo de elasticidade transversal de pinos pré-fabricados feitos em aço ou resina epóxi reforçada com fibra de carbono, e a união destes pinos com a resina composta. O módulo de elasticidade transversal do pino de aço foi de 213 Gpa e do pino de fibra de carbono foi de 319 Gpa, indicando que este tem rigidez adequada para a função proposta. Já quanto à união com a resina composta, o pino de fibra de carbono obteve aproximadamente metade da união que o pino metálico, contudo não foi utilizado sistema adesivo. Além disso, os autores apontaram a desvantagem dos pinos de fibra de carbono não terem radiopacidade.

ARAÚJO, VINHA, TURBINO <sup>3</sup>, em 1996, avaliaram qual a relevância para a retenção do núcleo fundido pelas variáveis: forma do conduto preparado (paralelo ou cônico), ação do tratamento superficial sobre o núcleo fundido (jateado, pontos ou canaletas), e a ação do agente cimentante (cimento resinoso, cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro). Observou-se que o cimento resinoso foi superior, seguido pelo fosfato de zinco e cimento ionômico, com diferença estatística entre todos eles. Também para a forma do conduto houve diferença, sendo o paralelo mais retentivo. Já para o tratamento de superfície não houve diferença.

PURTON; LOVE <sup>79</sup>, em 1996, avaliaram o pino de fibra de carbono Endopost e o pino de aço Parapost quanto ao módulo de elasticidade transversal e a retenção após a cimentação com cimento resinoso. O pino Parapost foi mais rígido e teve melhor retenção que o pino Endopost, contudo os pinos não receberam nenhum tipo de tratamento de superfície.

COHEN et al. <sup>20</sup>, em 1997, analisaram a resistência de três materiais para confecção de núcleo de preenchimento suportados ou não por um pino. Os materiais foram uma resina composta reforçada com lantanida (com pino- 1030,4 N; sem pino- 950,9 N), amálgama (com pino- 771,4; sem pino- 628,6 N), e ionômero de vidro híbrido (com pino- 706,7 N; sem pino- 597,8N). A resina composta foi semelhante entre si e superior aos outros materiais que não se diferenciaram. Os espécimes não possuíam coroas, assim a carga foi aplicada diretamente sobre os núcleos de preenchimento, isto segundo os autores gerou resultados conflitantes com trabalhos que utilizaram coroa.

SIDOLI; KING; SETCHELL <sup>95</sup>, em 1997, analisaram a resistência à fratura em 130° para sistemas de pino e núcleo com coroa para dentes tratados endodonticamente. Os sistemas foram o pino de fibra de carbono Composipost com núcleo de preenchimento de resina composta (8,89 MNm<sup>-2</sup>), pino de aço com núcleo de preenchimento de resina composta (14,18 MNm<sup>-2</sup>), núcleo fundido em ouro (15,25 MNm<sup>-2</sup>), e o grupo controle somente com o canal tratado (24,84 MNm<sup>-2</sup>). Os 40 incisivos centrais possuíam 3,0 mm de estrutura acima do bloco de acrílico (distância biológica), e mais 1,0 mm de

remanescente coronário. Os pinos pré-fabricados foram cimentados com agente resinoso, contudo o condicionamento foi feito com EDTA e hipoclorito de sódio e não com o ácido fosfórico normalmente empregado. O núcleo fundido foi cimentado com fosfato de zinco. As coroas também foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Quanto ao modo de fratura, 6 dentes com pino de fibra de carbono e 4 dos com pino de aço foram classificados como de possível restauração. Os espécimes dos outros grupos tiveram somente fratura de restaurações irreparáveis.

LOVE; PURTON <sup>49</sup>, em 1998, compararam a retenção de pinos pré-fabricados metálicos no canal radicular, cimentados com cimento de ionômero de vidro (286,16 N), dois tipos de cimento resinoso (A- 340,06 N; e B-212,56 N) e mais dois tipos de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (C- 53,90 N; D-25,97 N). Para os autores, os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina não devem ser recomendados para cimentação intracanal sem antes de um melhor desenvolvimento de sua força retentiva.

FREDRIKSSON et al. <sup>29</sup>, em 1998, fizeram um estudo clínico retrospectivo após dois a três anos de tratamento de pacientes tratados com pinos de fibra de carbono Compositpost desenvolvidos por Duret; Reynaud; Duret (1990). Eles afirmam ter algumas desvantagens nos sistemas de pinos e núcleos convencionais como sua pobre retenção, potencial de fratura, e risco de corrosão do metal. A análise foi clínica (periodontal e protética) e radiográfica para os 146 pacientes que aceitaram participar dos exames. Os

dentes tratados estavam distribuídos em todas as áreas da maxila e mandíbula. Cinco dentes tiveram de ser extraídos, mas não por motivo dos pinos. Não houve nenhuma outra falha, indicando ser esta uma boa opção de tratamento.

DEAN; JEANSONNE; SARKAR <sup>23</sup>, em 1998, desenvolveram um estudo para avaliar a resistência à compressão e o modo de fratura de dentes hígido (189,4 Kg), dentes com acesso endodôntico (187,2 Kg), dentes com acesso restaurado (182,1 Kg), dentes com acesso e pino de fibra de carbono (163,8 Kg), dentes sem remanescente restaurado com pino cônico de aço (107,4 Kg), dentes sem remanescente restaurado com pino paralelo de aço (111,6 Kg), dentes sem remanescente restaurado com pino de fibra de carbono (107,8 Kg). Não houve diferença entre os grupos sem remanescente. Os autores não encontraram nenhuma fratura em raízes restauradas com pinos de fibra de carbono. Isto pode ser explicado pelo módulo de elasticidade da fibra de carbono ser igual ou muito próximo às da dentina. Deste modo, enfatiza-se a necessidade de pinos com propriedades biomecânicas similares ao dente. Os autores apresentaram que 50% dos pinos pré-fabricados metálicos fraturam a raiz em seus testes. Estes tipos de pino não são flexíveis como o dente, o módulo de elasticidade do aço inoxidável é 20 vezes maior que a dentina, já o titânio é 10 vezes maior. Interessante notar a inter-relação de fatores, pois em desenhos similares, pinos de diferentes materiais tiveram comportamentos antagônicos. Foram vistas fraturas em raízes com pinos metálicos cônicos, mas nenhuma fratura em pinos de carbono cônicos. DEAN; JEANSONNE;

SARKAR <sup>23</sup> (1998) declaram a necessidade de realismo clínico em testes com dentes restaurados com pinos, e que muito desta necessidade só pode ser suprida em testes de ciclagem dinâmica.

FREEMAN et al. <sup>30</sup>, em 1998, buscaram determinar o número de ciclos de carga de 3,5 Kg, necessários para causar a falha preliminar de coroas totais metálicas, avaliando também qual o impacto da ciclagem dinâmica sobre três diferentes tipos de núcleos e pinos. Além disso, após a associação de infiltração nas coroas pela falha preliminar, aplicou-se mais 100.000 ciclos com posterior banho em fucsina e secção dos espécimes para análise da micro-infiltração. Os trinta incisivos centrais superiores foram divididos em três grupos, um restaurado com pino metálico pré-fabricado paralelo, núcleo de resina composta, outro restaurado com pino metálico pré-fabricado cônico, núcleo de resina composta, e o último com núcleo fundido. Tanto os pinos quanto às coroas foram cimentados com fosfato de zinco. Observaram que a falha preliminar, que era detectada por 'strain gauge' sobre as coroas, ocorreu com um baixo número de ciclos, isto é, menos que 800 ciclos, e que isto foi imperceptível clinicamente para todos os grupos. Todos os grupos também tiveram índices de micro-infiltração, sendo que em alguns casos esta ia até o pino.

PEGORARO et al. <sup>72</sup>, em 1998, observaram que os pinos morfológicamente anatômicos seguem a forma do conduto, fundidos em ligas metálicas, necessitam de fase laboratorial e pelo menos dois períodos clínicos.

Este núcleo metálico fundido tem o pino cônico liso e a vantagem de conservar mais estrutura dentária.

MARTINEZ-INSSUA et al. <sup>56</sup>, em 1998, comparando pinos metálicos com pinos de fibra de carbono, encontraram grandes fraturas em raízes com pinos metálicos, impossíveis de serem reparadas, mas no grupo pinos de carbono, encontraram fratura no núcleo de preenchimento, e este poderia ser reparado.

ASMUSSEN; PEUTZFELD; HEITMANN <sup>4</sup>, em 1999, compararam três pinos pré-fabricados (pino de zircônia, pino de titânio e pino de fibra de carbono) quanto à rigidez (N/0,05 mm), limite de elasticidade (N) e resistência (N), que foram determinados pelo gráfico de força por deflexão. Pelos dados obtidos, o pino cerâmico foi considerado muito resistente e rígido, mas sem deformação plástica. O pino de titânio foi tão resistente quanto o cerâmico, mas menos rígido. O pino de fibra de carbono teve os mais baixos valores para as três variáveis estudadas. Contudo, os dados não podem ser avaliados individualmente, devendo-se estabelecer relações com as estruturas e materiais que estarão presentes no tratamento dos dentes tratados endodonticamente.

SIRIMAI; RIIS; MORGANO <sup>97</sup>, em 1999, analisaram a resistência à fratura vertical de dentes tratados com núcleos convencionais, ou seja, com núcleo e pino fundido, pino de titânio e resina composta, ou um novo tipo de

tratamento com fibras de polietileno (Ribbond), sem uso de pino pré-fabricado. Os pinos convencionais tiveram maiores valores de resistência à fratura, contudo todos os espécimes fraturaram a raiz. O novo tipo de tratamento teve menores índices de fraturas na raiz, mas com baixos valores de resistência.

MORGANO; BRACKETT <sup>65</sup>, em 1999, publicaram uma revisão de literatura do Comitê de Pesquisa em Prótese Fixa estabelecido pela Academia de Prótese Fixa sobre a base de restaurações. Deste modo, investigações 'in vivo' e 'in vitro' foram revisadas para estabelecer diretrizes para o profissional selecionar métodos e materiais para a restauração de dentes estruturalmente comprometidos. Entre os tópicos discutidos e criticados estão: fatores desejáveis na base de restaurações, fundações de dentes desvitalizados, perspectivas históricas, núcleo fundido, efeito fêrula, pinos pré-fabricados, núcleos de preenchimento, dentes com estrutura severamente comprometida, problemas e limitações, necessidades futuras e direções para futuras pesquisas. Observaram que existe a necessidade de estudos mais calibrados, além de estudos clínicos controlados com adequado número de participantes.

MANNOCCI; FERRARI; WATSON <sup>53</sup>, em 1999, compararam o desempenho de dentes restaurados com pino de fibra de quartzo, pino de fibra de carbono e quartzo, e pino de zircônia com coroas total cerâmica, comparados com um dente com remanescente completo com coroa cerâmica. Para isso foi desenvolvido um teste de carga intermitente em ângulo de 45°, carga de 250 N e frequência de 2,0 Hz em ambiente seco. Observou-se uma

fratura radicular em cada grupo com pino de fibra e seis no grupo com pino cerâmico, sendo uma fratura de coroa e cinco radiculares. Todos os grupos tiveram uma razão de sobrevivência maior que o grupo controle, e os grupos de fibra se destacaram como os melhores.

A reabilitação de dentes despoldados é muito antiga. VALLE <sup>109</sup>, em 2000, relata que dentes com formatos de tubos, com perfurações em toda sua extensão, eram fixados à raiz por meio de espigas de madeira, isto em 1840 na Inglaterra. Ainda, em 1844, esta idéia foi modificada substituindo o tubo de madeira por um metálico, no qual prendia um parafuso que servia de retenção à coroa. Até os anos de 1960, a predominância das coroas com espigas ou pivôs foi uma realidade, das quais se encontravam vários tipos, como as de Richmond, com ou sem contraplaca e estojadas ou não. Embora apresentassem resultados satisfatórios, alguns problemas persistiam. Como a dificuldade de remoção devido à possibilidade de fratura da raiz e ainda a obtenção de paralelismo, quando indicadas para suporte de prótese parcial fixa. Por esses problemas, seu uso foi gradualmente substituído, dando lugar aos núcleos intra-radulares, formados por um pino de fixação no conduto radicular preparado e de uma porção coronária com forma anatômica de um dente preparado, sobre a qual era cimentada uma coroa com faceta estética. Com o uso dos núcleos intra-radulares, facilitou-se a remoção da coroa quando necessária, bem como o paralelismo entre os diversos suportes.

Alguns fabricantes de materiais dentários contemporâneos enaltecem os méritos dos produtos que contem reforço de fibras. Assim, BROWN <sup>13</sup>, em 2000, desenvolveu uma revisão da ciência e caminhos destes materiais na odontologia. Os materiais são divididos em cerâmicas, metais e polímeros, e quando materiais de diferentes categorias são produzidos juntos, eles são denominados compósitos. A união de materiais implica em união de propriedades mecânicas para que haja um reforço da estrutura. A fibra é uma estrutura flexível de forma aproximadamente cilíndrica que tem o comprimento, pelo menos, cem vezes maior que o seu diâmetro. Sua incorporação leva a um fortalecimento na estrutura e aumenta a resistência à falha. Ainda, segundo o autor, a aplicação clínica destas fibras na odontologia passa pelos cimentos, esplintagem dental, resinas, pinos, reforço de bases de dentaduras, próteses fixas, e implantes biomédicos. Os pinos para raízes são resinas reforçadas com fibras de carbono (pretos) ou quartzo (brancas), com dureza similar a dentina, diminuindo a possibilidade de fratura da raiz.

GLAZER <sup>33</sup>, em 2000, relatou um estudo prospectivo iniciado em 1995 para avaliar o sucesso dos pinos de resina epóxi reforçados com fibras de carbono, usados na restauração de dentes tratados endodonticamente. Os dentes possuíam mais de 50% da estrutura dental remanescente. Foram 52 dentes tratados em 42 pacientes avaliados pelo período de 6,7 a 45,4 meses. A razão de sobrevivência foi de 89,6%, sendo que entre as falhas estão endodontia e deslocamento do núcleo de resina composta. Não houve fratura de nenhum dente. O único dado estatístico relevante foi que dentes pré-

molares inferiores estão mais sujeitos ao fracasso para esse tipo de tratamento, possivelmente pelo formato mais complexo de sua raiz.

ROSIN et al.<sup>85</sup>, em 2000, tiveram por objetivo examinar o efeito do tipo de cimento na retenção de um pino pré-fabricado cônico. Os cimentos utilizados foram: cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro, agente cimentante de compômero, e cimento resinoso. As amostras foram armazenadas por 4 semanas a 37°C, sendo que algumas passaram por diferentes situações como termociclagem, estresse mecânico (vibração), ou ambas. Quando somente sob armazenamento, o compômero foi o mais retentivo, já sob todos os outros tipos de condições, o cimento resinoso foi mais retentivo.

VICHI; FERRARI; DAVIDSON<sup>110</sup>, em 2000, avaliaram a influência da cor de pinos não-metálicos opacos (carbono e zircônia) e um pino estético, além da cor e espessura de cimentos na estética de coroas totalmente cerâmicas. Foram feitos discos de cerâmica ISP Empress com espessura de 1,0 mm, 1,5 mm, e 2,0 mm, com cimento Variolink de cor amarela, marrom e branca, e espessura de 0,1 mm e 0,2 mm. Como material de preenchimento foi usada a resina composta Z-100. Observou-se que a espessura da coroa total cerâmica foi o principal fator para avaliar mudanças no substrato, pois quando a coroa tinha espessura de 2,0 mm não importava o substrato. Já com 1,5 mm de espessura, certa atenção começava a ser necessária devido a pequenas diferenças que foram percebidas pelo espectrofotômetro, mas não

cl clinicamente. E quando a espessura foi de 1,0 mm, tanto a análise clínica quanto à espectrofotométrica mostraram necessidade de se alterar o substrato. O cimento não mostrou alterar as análises de luz.

FERRARI et al. <sup>27</sup>, em 2000, realizaram um estudo retrospectivo do desempenho clínica de 1304 pinos de fibra, sendo 840 de fibra de carbono, 215 de fibra carbono revestido com fibra de vidro, e 249 de fibra de vidro, depois de 1 a 6 anos de uso clínico. Análises clínica e radiográfica foram realizadas a cada 6 meses. Houve 3% de falhas devido a duas razões: 25 dentes apresentaram decimentação com restaurações provisórias, e 16 apresentaram lesões periapicais após exame radiográfico.

FREILICH et al. <sup>31</sup>, em 2000, observam que para compósitos reforçados com fibras em prótese, as duas mais importantes propriedades são o módulo de elasticidade e a resistência. Pois, quando se tem dois ou mais materiais envolvidos, eles se tornam interdependentes de suas propriedades e do volume, a isto se denomina regra de mistura.

BONILLA <sup>11</sup>, em 2001, avaliou o pino ou núcleo biológico que é feito de um fragmento de dente, e sua adaptação é feita por tentativa e desgaste, passando a uma cimentação adesiva. Tal método reduz custos e tem uma excelente característica biomecânica.

Para STEWARDSON <sup>105</sup>, em 2001, os pinos metálicos, fundidos ou pré-fabricados, têm sido por muitos anos exclusivos no uso de suporte para restaurações indiretas. As vantagens do sistema de pinos metálicos seriam os longos anos de utilização clínica, adaptabilidade, retenção do núcleo e resistência do material. Já as desvantagens residem na incidência de fraturas de raízes, problemas estéticos, dificuldade de remoção, caso necessário, e a não biocompatibilidade de ligas não nobres. O desenvolvimento de novos materiais trouxe novas possibilidades, como os pinos de materiais cerâmicos ou compostos (fibras) como opção. Deve-se salientar a biocompatibilidade dos pinos não-metálicos, pois diferentemente dos metálicos de ligas não-nobre, eles não sofrem corrosão, que leva ao escurecimento da raiz percebido em áreas de tecido gengival fino. Os pinos de fibra são constituídos de uma matriz de resina epóxi com fibras longitudinais de 8,0 µm de diâmetro em média, compondo, em média, 64% do volume do pino. Estas fibras podem ser à base de carbono ou sílica.

ROSIN et al. <sup>84</sup>, em 2001, viram que avaliando os sistemas de pinos pré-fabricados encontram-se diferenças substanciais em seus meio de retenção ao canal radicular. Estas diferenças estão relacionadas à microestrutura superficial dos pinos. Para a clínica, a configuração de superfície deve ser um importante fator na seleção do sistema do pino. Além disso, irregularidades macroscópicas na superfície dos pinos aumentam sua retenção, mas os enfraquecem.

NISSAN; DMITRY; ASSIF <sup>68</sup>, em 2001, propuseram estudar se o cimento resinoso pode compensar uma redução no comprimento do pino. Foram utilizados os pinos pré-fabricados metálicos, cônicos e paralelos, com comprimentos de 5, 8, e 10 mm cimentados com fosfato de zinco ou cimento resinoso reforçado com titânio. Nos resultados encontraram-se níveis de retenção maior para o cimento resinoso do que para o fosfato de zinco. Os paralelos foram mais retentivos que os cônicos. Quando se comparou o comprimento, não houve diferença para o cimento resinoso, mas houve para o fosfato de zinco. Deste modo, dentro das limitações do estudo, o cimento resinoso compensou o menor comprimento do pino.

ECKERBOM; MAGNUSSON <sup>26</sup>, em 2001, investigaram a opinião de cirurgiões-dentistas, clínico-gerais ou especialistas em prótese na Suécia, quanto ao tipo de pino para restauração de dentes tratados endodonticamente. Perguntados se pino reforça o dente, 29% dos clínicos e 17% dos especialistas disseram que sim. Para ambos, o núcleo fundido foi o mais utilizado quando o tratamento exigia coroa ou prótese fixa. Para as coroas, 42% dos clínicos e 63% dos especialistas usavam núcleo fundido, já na prótese fixa foram 48% dos clínicos e 66% dos especialistas usavam núcleo fundido.

LUCAS; VERRI; SILVA <sup>50</sup>, em 2001, afirmaram que dentes não vitais são mais frágeis que os dentes vitais por possuírem uma história anterior de processos cariosos com restaurações consecutivas, tratamento endodôntico e conseqüente desidratação. Por esses motivos, estes dentes que perderam boa

parte da estrutura coronária, necessitam, na maioria das vezes, de preparos intra-radulares, que possibilitem a retenção de peças protéticas, permitindo a restauração do dente. Muitos são os materiais dos pinos utilizados nestes tratamentos, como o pino de fibra de carbono, radiolúcido e biocompatível, que possui módulo de elasticidade de 21 Gpa, valor próximo ao da dentina que é de 18 Gpa. Além disso, tanto a fibra de carbono como sua matriz de resina epóxi tem afinidade ao BIS-GMA presente na resina composta e cimento resinoso, favorecendo a compatibilidade e adesão. Assim, técnicas adesivas devem ser utilizadas para estes pinos, favorecendo sua retenção a raiz com o cimento resinoso e a união do material resinoso para o núcleo de preenchimento.

MANNOCCI; SHERRIFF; WATSON <sup>54</sup>, em 2001, avaliaram cinco pinos de fibra (carbon fiber Composipost raído-opaque, quartz fiber Aesthetic Plus, carbon fiber Carbotech, glass fiber Light post, e silica fiber Snowpost) sob o teste compressivo de três pontos depois dos pinos terem sido estocados por 1 ano. Neste período, eles foram estocados a seco em 37°C, ou em água a 37°C, ou cimentados em raízes bovinas com canal tratado. Os pinos de todos os grupos estocados em água tiveram os valores de resistência flexural diminuídos comparados com a estocagem a seco, que foram similares aos pinos estocados nas raízes. Isto indicou que os pinos não devem ter contato com a saliva ou umidade durante a cimentação na raiz, e dentes com vedamento apical e restauração adequados protegeriam os pinos da umidade. Os autores ainda lembram que as falhas de materiais compostos como os pinos de fibra podem acontecer por quebra da matriz, desunião da interface,

delaminação, e quebra ou flexão da fibra. Estes fatores são influenciados pela umidade, como a matriz resinosa que pode sofrer degradação pela absorção de água, e as fibras de vidro e sílica que podem ser hidroliticamente instáveis.

VICHI; GRANDINI; FERRARI <sup>111</sup>, em 2001, apresentaram um protocolo clínico para cimentação de pinos de fibra de vidro com sistema adesivo de dupla polimerização (química e foto) e cimento resinoso de polimerização química. Foram realizados os procedimentos do protocolo em pacientes com dentes condenados a exodontia, para posterior análise ao microscópio eletrônico fossem feitas. Assim, determinou-se o mecanismo de união da dentina radicular e o adesivo, que foram baseados na camada híbrida, tags de resina, e uma formação lateral ramificada de adesivo. O protocolo mostrou ser simples e efetivo, contudo o período de uma semana antes da extração não permitiu avaliar quais influências os materiais iriam sofrer sob longos períodos nas condições clínicas.

CAROSSA et al. <sup>16</sup>, em 2001, propuseram avaliar a influência de diferentes tipos de pinos e núcleos na transmissão de luz em coroas totalmente cerâmica pela análise espectrofotométrica e avaliação clínica. Os pinos e núcleos comparados foram ouro polido, ouro jateado, pino cerâmico, e núcleo fundido com cobertura cerâmica. As coroas cerâmicas avaliadas foram IPS Empress 2 de superfície pigmentada, IPS Empress 2 estratificada, e InCeram. A análise pelo espectrofotômetro demonstrou certas diferenças de luminosidades nas combinações dos sistemas de coroas e pino mais núcleo.

Contudo, as análises clínicas não permitiram diferenciar o tipo de sistema de coroa cerâmica nem de pino mais núcleo. Isto permite dizer que não contraindicação estética para estes tipos de pinos.

ROBBINS<sup>82</sup>, em 2002, alertou que apesar do grande número de estudos 'in vivo' e 'in vitro', ainda existe uma grande confusão sobre o tratamento ideal para restauração de dentes tratados endodonticamente com perda de estrutura. Isto também se deve a dificuldade de se avaliar a longevidade destes tratamentos pela influência de muitos fatores. Além disso, o mais importante fator, que seria quantidade de remanescente coronário, não é relatado nos estudos clínicos. Este fator seria mais importante que o material e forma do pino, e o material do núcleo e cimento. Nesta revisão de literatura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos, foi definida como causa primária de falha a restauração inadequada, seguida por razões periodontais.

PEGORETTI et al., em 2002, desenvolveram um estudo de análise de elemento finito bi-dimensional para incisivo central tratado endodonticamente restaurado com núcleo fundido em ouro, pino de fibra de vidro ou pino de fibra de carbono, todos restaurados com coroa cerâmica, comparados com um dente hígido. Foram aplicados três tipos de força, incisal com 100 N (bruxismo), vestibular com 10 N (trauma), e palatina com 50N (força mastigatória para incisivos e canino). O núcleo fundido apresentou os maiores níveis de estresses na interface dentina e pino. Os pinos de fibra apresentaram estresse cervical, devido sua flexibilidade e dureza do material do núcleo de

preenchimento. O pino de fibra de vidro apresentou um comportamento parecido ao dente hígido, provavelmente por seu módulo de elasticidade ser próximo ao da dentina, como o de fibra de carbono. Um importante fator dos compósitos (materiais compostos) é que suas propriedades podem ser unidas de acordo com uma necessidade particular pela variação de proporção e propriedades da matriz e do reforço e pela forma, tamanho, orientação e distribuição do reforço, além do controle do nível de adesão da fibra à matriz.

Segundo HEYDECKE et al.<sup>38</sup>, em 2002, os pinos cerâmicos, com núcleo direto ou indireto, poderiam ser uma opção de tratamento para dentes desvitalizados com necessidade de pino. Os autores compararam a resistência à fratura após carga cíclica em incisivos superiores com férula de 2,0 mm, tratados com quatro tipos de sistemas de pino, núcleo e coroa metálica. Os dentes foram divididos em 4 grupos, sendo o grupo I com pino de titânio e núcleo de resina composta, o grupo II com pino cerâmico e núcleo de resina composta, o grupo III com pino cerâmico e núcleo fundido cerâmico, e o grupo IV com núcleo fundido. Os corpos de prova tinham os dentes com a porção radicular revestida por uma camada de silicone, simulando o ligamento periodontal. Além disso, foram respeitados os 2,0 mm de porção radicular abaixo da junção cimento-esmalte, representando o espaço biológico. A carga cíclica foi aplicada na face palatina com 1.200.000 ciclos em ângulo de 130° com força de 30 N e frequência de 1,3 Hz. Somente dois espécimes do núcleo fundido, um do titânio e outro do cerâmico com resina composta falharam no teste de ciclagem, assim os demais foram testados quanto à resistência a

fratura. Os valores de resistência foram para o grupo I de 450 N, grupo II de 503 N, grupo III de 521 N, e grupo IV de 408 N, contudo, sem diferenças significantes.

MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINÉN <sup>61</sup>, em 2002, analisaram alguns sistemas de pino e núcleo. Entre os sistemas estavam o pino de fibra de carbono com resina composta e núcleo fundido em ouro. Outros dois sistemas para dentes vitais, mas com grande perda de estrutura, também foram avaliados, estes realizam 4 perfurações para parafusos intra-dentinários, que foram restaurados com parafusos intra-dentinários e núcleo fundidos ou com parafusos cimentados e núcleo de cimento de ionômero de vidro. Todos os grupos foram testados quanto à resistência à fratura e apresentaram valores similares, exceto o grupo com núcleo de ionômero de vidro, que teve valores baixos. O cimento de ionômero de vidro foi contra-indicado como material de reconstrução por seu baixo valor de resistência à compressão.

Para AKKAYAN; GÜLMEZ <sup>2</sup>, em 2002, os pinos não-metálicos têm sido largamente utilizados por serem considerados estéticos, contudo pouco se sabe destes novos pinos. Por isso, eles compararam o efeito de quatro sistemas restauradores, um de titânio e três pinos estéticos de fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia, quanto à resistência e padrão de fratura. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond e cimento resinoso RelyX ARC de dupla cura. Os núcleos foram confeccionados com resina composta, sobre os quais foram cimentadas coroas metálicas. Não havia a

presença de remanescente coronário, mas havia um silicone simulando o ligamento periodontal. Os valores de resistência foram: titânio, 66,95 Kg; fibra de quartzo, 91,20 Kg; fibra de vidro, 75,90 Kg; e zircônia, 78,91. Deste modo, o titânio foi o mais inferior, seguido pela fibra de vidro e zircônia, que foram estatisticamente iguais, e a fibra de quartzo se destacando com valor significativamente maior. Mas, quanto ao modo de fratura, 100% dos dentes com titânio e 70% dos com zircônia tiveram fraturas desfavoráveis, já 80% dos dentes com fibra de quartzo e 60% dos com fibra de vidro tiveram fraturas passíveis de restauração. As falhas catastróficas do titânio e da zircônia são atribuídas ao alto módulo de elasticidade, além de neste estudo não haver o efeito férula pela ausência de remanescente coronal. Além disso, observaram que mais estudos com carga cíclica devem ser feitos.

HEYDECKE; PETERS <sup>39</sup>, em 2002, desenvolveram uma revisão de literatura, buscando comparar o desempenho clínico e laboratorial dos núcleos fundidos com pinos pré-fabricados em dente unirradicular. Foram encontrados 1773 referências, que após passarem pelos critérios de inclusão, foram selecionados 10 estudos 'in vitro' e 5 'in vivo'. A meta-análise dos dados mostrou que numa comparação das cargas de fratura, não houve diferença entre núcleo fundido e pré-fabricado. A razão de sobrevivência do núcleo fundido mostrou-se entre 87,2% a 88,1%, e para pré-fabricados foi de 86,4% depois de 3 anos de uso.

SABBAGH; VREVEN; LELOUP <sup>88</sup>, em 2002, propuseram avaliar o módulo de elasticidade estático e dinâmico de materiais com base resinosa, pelo teste de três pontos e teste não-destrutivo de vibração, respectivamente. Estes fatores foram analisados pelo tempo e estocagem em ambiente seco ou em água. Observaram que o módulo de elasticidade teve os menores valores quando o material permaneceu em ambiente úmido do que quando em local seco. O tempo não influenciou os módulos dos materiais em estocagem seca.

LASSILA; NOHRSTRÖM; VALLITTU <sup>47</sup>, em 2002, avaliaram a influência da estocagem em água nas propriedades flexurais da resina reforçada com fibra de vidro. Os valores dos testes com o material seco foram de 759 a 916 MPa, e passaram a 420 a 607 MPa quando estocados em ambiente úmido, resultando em uma diferença significativa. Os autores observaram a necessidade de se utilizar polímeros com baixa absorção de água para beneficiar as propriedades destes materiais.

OTTL et al. <sup>69</sup>, em 2002, avaliaram a resistência à fratura de raízes artificiais com o mesmo módulo da dentina humana, tratadas com pino de fibra de carbono, um sistema de pino de paládio, três sistemas de pinos metálicos sem paládio, e um sistema de pino cerâmico, todos comparados com um grupo controle sem pino. Os melhores valores de resistência foram com os pinos de fibra de carbono, justificado por uma melhor distribuição de carga graças ao seu módulo de elasticidade similar a dentina.

PONTIUS;HUTTER <sup>77</sup>, em 2002, avaliaram sistema de pinos e núcleos quanto à razão de sobrevivência e resistência à fratura após ciclagem dinâmica, para posterior aplicação de carga final nas amostras que passassem pela ciclagem. A razão de sobrevivência, após com 1.200.000 ciclos, foi de 90% para o pino metálico pré-fabricado com núcleo fundido, 80% para o pino de zircônia com núcleo de resina composta, 60% para um pino teste a base de cerâmica, e 100% para o controle que possuía todo remanescente. Já os valores da carga estática final foram de 1270 N para o pino metálico pré-fabricado com núcleo fundido, 1494,5 N para o pino de zircônia com núcleo de resina composta, 1146,7 N para um pino teste a base de cerâmica, e 2362,5 N para o controle que possuía todo remanescente. Todos os grupos receberam coroa total cerâmica e os grupos testes possuíam 2,0 mm de remanescente coronário.

DRUMMOND; BAPNA <sup>24</sup>, em 2003, estudaram a resistência flexural de pinos pré-fabricados de fibra de carbono, fibra de vidro e zircônia sob as condições de carga estática e dinâmica com e sem ciclagem térmica entre 7°C e 63°C por 6.000 ciclos. Os pinos de fibra de carbono foram os mais resistentes seguidos pelo pino de zircônia e fibra de vidro. Quando em umidade estes valores diminuíram para os materiais a base de fibra, mas sem diferença estatística para os pinos de vidro. A carga cíclica gerou menores valores de resistência. Para os autores, estes materiais têm vida clínica potencialmente curta devido à diminuição de suas propriedades de resistência a ciclagem mecânica e térmica.

PURTON; CHANDLER; QUALTROUGH <sup>78</sup>, em 2003, investigaram o efeito da ciclagem térmica (5°C e 55°C) na retenção de pinos de fibra de vidro cimentados com cimento resinoso Panavia F. Observaram que não houve diferença significativa entre os grupos com e sem ciclagem térmica. Os autores sugerem que deve ser dada menor ênfase neste tipo de testes para estas condições. Assim, os pinos de fibra de vidro com cimento resinoso apresentaram valores de retenção aceitáveis clinicamente.

XU et al. <sup>114</sup>, em 2003, estudaram o efeito da fibra de vidro pré-formada em espécimes de resina composta. As amostras passaram pelo teste de três pontos para se obter a resistência flexural, o ponto de fratura e o módulo de elasticidade na resina composta com e sem fibra. A resistência passou de 120 MPa para 313 MPa, o ponto de fratura aumentou, aproximadamente, sete vezes, e o módulo dobrou de valor.

Para HEDLUND; JOHANSSON; SJÖGREN <sup>36</sup>, em 2003, apesar do pino de fibra de carbono ter sido utilizado na última década clínica, avaliações clínicas desta técnica são escassas. Neste estudo, foi acompanhado o desempenho clínico de 65 dentes em 48 pacientes tratados com este tipo de pino (Composipost e Endopost), através de avaliações clínicas e radiográficas. Depois de 2,3 anos, a razão de falha foi de 3%, sendo que as falhas ocorreram em um dente com coroa e outro que fazia parte de um cantilever. Estes pinos fizeram parte do tratamento em molares, pré-molares, caninos e incisivos, e em 93% destes o cimento utilizado foi o cimento resinoso Panavia e o material de

reconstrução em 51% foi a resina composta Z-100. Os autores observaram que não houve falha por fratura, mas por decimentação.

BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS <sup>7</sup>, em 2003, realizaram uma revisão sobre sistemas de pinos de fibra na literatura catalogada no MEDLINE entre janeiro de 1966 a julho de 2002. As palavras-chave foram post/posts, dowel/dowels, fiber, fibre, quartz, carbon, sílica ou glass fibre/fiber. Isto resultou em 264 artigos relacionados, dos quais 59 foram aprovados pelos critérios de inclusão. Foi concluído que a maior parte dos trabalhos nesta área são de estudos laboratoriais, existem mais evidências para os pinos de fibra de carbono que para os de fibra de vidro. Além disso, avaliaram que as evidências laboratoriais são contraditórias e não são totalmente confiáveis, mas os poucos estudos clínicos sugerem que estes pinos trabalham com sucesso.

MEZZOMO; MASSA; LÍBERA <sup>59</sup>, em 2003, investigaram a resistência a fratura de pré-molares restaurados com núcleo fundido com férula de 2,0 mm ou sem ela, usando dois tipos diferentes de cimentos, o fosfato de zinco e o resinoso. Nos resultados, os grupos ferulados apresentaram melhor desempenho, e cimento resinoso desenvolveu a melhor performance.

QUALTROUGH; CHANDLER; PURTON <sup>81</sup>, em 2003, compararam a retenção de cinco pinos de fibra de vidro de dimensões similares, utilizando um pino de titânio como controle. Os 60 dentes, junto com seus respectivos pinos, receberam o tratamento de superfície recomendado pelo fabricante, para

cimentação com cimento resinoso Panavia F. Somente um pino de formato paralelo se destacou como o mais retentivo, os demais foram semelhantes estatisticamente. Os autores afirmaram que estes pinos de fibra têm potencial para substituir os pinos metálicos.

ROSSETI <sup>86</sup>, em 2003, no seu estudo de coroas metálicas em pré-molares sob 50.000 ciclos de carga, concluiu que os resultados de infiltração foram maiores para o cimento fosfato de zinco, seguido do ionômero de vidro e resinoso, com diferenças estatisticamente significantes. A ciclagem mecânica aumentou a infiltração marginal para o cimento fosfato de zinco, com diferença estatisticamente significativa em relação ao cimento ionomérico e resinoso. A análise ao microscópio eletrônico de varredura detectou melhor qualidade de união na interface dente-cimento para o sistema resinoso, seguido pelo cimento ionomérico e fosfato de zinco.

CHANDLER; QUALTROUGH; PURTON <sup>18</sup>, em 2003, desenvolveram um estudo para verificar a força e dificuldade de remover pinos de titânio cimentados com cimento resinoso. Foram utilizadas duas técnicas, uma com ultra-som e outra com broca. A dificuldade esteve presente nas duas técnicas, e isso para os autores foi devido à capacidade retentiva do cimento resinoso, que são parcialmente orgânicos e mais resistentes. Para remoção com broca foi necessário o desgaste de 40% do pino.

CHEN <sup>19</sup>, em 2003, avaliaram a capacidade retentiva de um pino metálico em raízes preparadas com canal estreito ou largo, de modo que o pino ficasse adaptado ou não a parede do conduto. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso, que possuía uma fina película nas raízes estreitas, e grossa nas raízes largas. Após os testes de tração encontraram valores maiores e estatisticamente significantes para o grupo com canal estreito, demonstrando a importância de pino bem adaptado.

HU et al. <sup>40</sup>, em 2003, estudaram a resistência e o modo de fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com quatro sistemas de pinos, núcleo fundido, pino pré-fabricado de aço, pino de fibra de carbono e pino cerâmico com núcleo de resina composta. Havia 1,0 mm de remanescente coronal em todos os grupos. Após a cimentação dos pinos e confecção dos núcleos foram feitas coroas metálicas, aplicando então a carga. Não houve diferença entre nos valores de resistência entre os grupos, além de todos terem apresentado falhas catastróficas. O pino cerâmico foi o que mais apresentou falhas irreparáveis.

GOODACRE et. al. <sup>34</sup>, em 2003, fizeram uma revisão de literatura para identificar a incidência de complicações e destas qual a mais comum na associação de coroas, próteses fixas, e pinos e núcleos. A revisão cobriu os últimos 50 anos de trabalhos na língua inglesa. Pinos e núcleos corresponderam a 10% das complicações, sendo que a necessidade de

retratamento endodôntico foi uma das complicações mais comuns, mas a recidiva de cárie foi o fator mais complicante.

YAP; TEOH <sup>115</sup>, em 2003, compararam quatro marcas comerciais de resina composta para restauração e reconstrução de dentes. Os fatores analisados foram a resistência flexural e o módulo de elasticidade. A resina composta Z-100 teve o melhor desempenho em todos os teste de análise de propriedades mecânicas.

MITSUMI et al. <sup>60</sup>, em 2004, avaliaram a resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com cinco sistemas de pino e núcleo. Os sistemas foram núcleo fundido, pino de titânio, pino de fibra de carbono, pino de fibra de vidro, pino de zircônia. Os espécimes não apresentavam remanescente coronário. No momento do teste, era encaixada uma coroa sobre o núcleo para que fosse feita a compressão na face palatina. Os resultados não demonstraram diferença significativa entre os pinos pré-fabricados e o núcleo fundido. Dos pinos pré-fabricados, o de titânio e de fibra de carbono foram os melhores.

BOLHUIS; GEE; FEILZER <sup>10</sup>, em 2004, afirmaram que a incidência de fratura em dentes é potencializada pelo uso de pinos curtos ou férulas deficientes. A razão para isto pode ser a degradação do cimento em volta do pino devido a fadiga pela carga funcional. Neste estudo, os autores avaliaram esta problemática utilizando diferentes sistemas de pinos com diferente rigidez. Foram três tipos de pinos pré-fabricados, sendo eles de titânio, fibra de quartzo

e fibra de carbono recoberta por fibra de vidro, além do controle com núcleo fundido. O cimento resinoso Panavia 21 TC de cura química foi utilizado nos pinos e o núcleo de preenchimento foi confeccionado com resina composta. Após 1.000.000 de ciclos em metade das amostras, seccionaram transversalmente todas as raízes em fatias de 1,5 mm (cervical, médio e apical) para análise ao microscópio eletrônico de varredura e teste de 'push-out'. A fadiga não causou a separação do pino da raiz, e também não diminuiu a força no teste de push-out, mas gerou trincas no cimento. A análise microscópica mostrou que a integridade do cimento nos pinos de titânio foi menor que nos pinos de fibra. Estes, por sua vez, foram iguais entre si.

FOKKINGA et al.<sup>28</sup>, em 2004, realizaram uma revisão sistemática sobre carga e modo de fratura dos sistemas de pino e núcleos, agregando o núcleo fundido e pré-fabricados de fibra, metálicos, e cerâmicos. Foram selecionados 12 de 1984 artigos após os critérios de inclusão e exclusão, que mostraram que os pinos de fibra têm modo de fratura melhor que os pinos metálicos.

Para CARVALHO et al.<sup>15</sup>, em 2004, a cimentação adesiva de núcleos e pinos intra-radulares manifesta inconvenientes. Os problemas começariam durante a limpeza do conduto que não deve ser feita com soluções oxidantes que inibiriam a polimerização do adesivo e cimento. O controle da umidade é fácil de ser realizado na área cervical, mas impossível de ser verificado na apical, apesar do uso de cones de papel. Outro fator complexo é o controle na aplicação e espessura de camada do adesivo que pode se acumular na apical,

além da polimerização que se for dual ou fotopolimerizável terá áreas não polimerizadas devido a luz não chegar a áreas mais profundas do conduto, problema compartilhado pelo cimento.

PAUL; WERDER <sup>71</sup>, em 2004, fizeram um estudo retrospectivo de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de zircônia com núcleos diretos, de resina composta, ou indiretos, de cerâmica fundida. Foram 145 dentes, dos quais 87 foram com núcleos diretos e 58 com núcleos indiretos. Mas, somente 79 dentes dos 87, e 34 dentes dos 58 foram reavaliados depois de pelos menos 46,3 meses. Três pinos com núcleo indireto falharam por decimentação neste período, demonstrando resultados promissores.

BOLHUIS et al. <sup>9</sup>, em 2004, estudaram a influência da carga cíclica na performance de um cimento adesivo (resinoso) e outro não-adesivo (fosfato de zinco) para restaurações com núcleo fundido. Após a fadiga tanto as amostras controle quanto as teste tiveram as raízes seccionadas transversalmente, obtendo-se três fatias para avaliar pelo teste de 'push-out' o efeito da fadiga. A avaliação pelo microscópio eletrônico e pelo 'push-out' mostraram que o cimento resinoso foi significativamente melhor, entretanto a fadiga não demonstrou efeito.

AKKAYAN <sup>1</sup>, em 2004, comparou o efeito do comprimento da férula na resistência à fratura e no modo de fratura em dentes de plástico restaurados

com quatro diferentes sistemas de pinos e núcleos com coroa metálica. As férulas tinham comprimento de 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm, restaurados com pinos de fibra de quartzo, fibra de vidro, fibra de vidro e zircônia, e pinos de zircônia, resultando em doze grupos de teste. Os resultados de resistência mostraram não haver diferença entre as de férulas de 1,0 mm e 1,5 mm, que foram inferiores a de 2,0 mm. Não houve diferença quanto ao modo de fratura entre os grupos. Já comparando a resistência entre os sistemas de pinos, a fibra de quartzo obteve os maiores resultados e o pino de zircônio os piores.

## *3. Proposição*

### 3. PROPOSIÇÃO

Como observado na revisão de literatura, não existe consenso sobre a quantidade de remanescente coronário necessária para uso de pino de fibra de carbono. Portanto este trabalho se propõe a:

- Avaliar a influência do remanescente coronário nas condições de 0 mm, 1,0 mm, 2,0 mm, e 3,0 mm de remanescente coronário em dentes tratados endodonticamente, restaurados com pino de fibra de carbono mais núcleo de resina composta e coroa metálica, na carga cíclica e resistência à fratura;
- Analisar a resistência à fratura após carga cíclica dos grupos com pino de fibra de carbono e coroa com um controle positivo de dentes com remanescente completo de 6,0 mm e coroa, e um controle de dentes sem remanescente coronário com núcleo metálico fundido e coroa;
- Analisar o tipo de falha e o modo de fratura gerado pelos grupos restaurados com pino de fibra de carbono e coroa, pelo controle positivo dos dentes com remanescente coronário completo de 6,0 mm e coroa, e controle dos dentes sem remanescente restaurados com núcleo fundido e coroa.

## ***4. Material e Métodos***

---

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

Os MATERIAL E MÉTODOS, que se seguem, foram escolhidos e desenvolvidos segundo os testes do estudo piloto previamente realizado.

### 4.1 MATERIAL

Para a realização deste trabalho foram utilizados os materiais descritos na tabela 1.

**TABELA 1: Material de consumo utilizado**

<b>Material</b>	<b>Nome Comercial</b>	<b>Fabricante</b>
Cano de PVC	Tigre	Tigre – Tubos e Conexões LTDA, Joinville, SC, Brasil
Resina Acrílica auto polimerizável	Jet	Artigos Odontológicos Clássicos LTDA, São Paulo-SP, Brasil
Resina Acrílica auto polimerizável	Duralay	Realiance Dental Mfg Co, Worth-IL, USA
Ácido Fosfórico	Magic Acid	Vigodent S/A Industria e Comércio, Rio de Janeiro-RJ, Brasil
Sistema Adesivo	Scotchbond Multi-Purpose Plus	3 M Dental Products División St.Paul-Minisota, USA
Agente Cimentante	RelyX ARC	3M Dental Products División St.Paul-Minisota, USA
Pino de Fibra de Carbono	ReforPost	Ângelus - Odonto-LógiKa LTDA, Londrina-PR, Brasil
Liga Metálica (Núcleo Fundido)	NPG™	AalbaDent, Cordelio-CA, USA
Resina Composta Fotopolimerizável	Z-100	3 M Dental Products División St.Paul-Minisota, USA

Os demais instrumentos e dispositivos (fotopolimerizador, dispositivo para padronização da magnitude e direção de força na cimentação, Máquina de Ensaio Universal) utilizados encontram-se disponíveis nos laboratórios de pesquisas do Departamento de Prótese da FOB-USP e nos laboratórios de pesquisa de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da FOP-UNICAMP (Máquina de Carga Cíclica).

## **4.2 MÉTODO**

### **4.2.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL**

O fator em estudo foi à influência da variação do remanescente dentário coronal em quatro condições de 0 mm, 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm, na reconstrução de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pino de fibra de carbono, resina composta fotopolimerizável e coroa metálica, comparados a um grupo controle, que apresentou com dentes sem remanescente dentário coronal restaurados com núcleo metálico fundido e coroa, e a um grupo controle positivo em dentes tratados endodonticamente com remanescente dentário coronal de 6,0 mm e coroa metálica. A variável de resposta foi à resistência a ciclagem dinâmica e resistência à fratura, obtidas em 60 unidades experimentais.

#### **4.2.2 SELEÇÃO DOS DENTES, LIMPEZA E ARMAZENAMENTO**

Para a realização deste trabalho foram selecionados 60 caninos humanos coletados das Clínicas de cirurgia da Faculdade de Odontologia de Bauru, com anatomia e dimensões aproximadamente semelhantes cujo comprimento radicular variasse entre 16,0 mm e 18,0 mm. Os dentes foram limpos com curetas e mantidos em solução fisiológica à temperatura ambiente durante o período do estudo de acordo com as normas exigidas pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP (Apêndice) (Anexo).

#### **4.2.3 TRATAMENTO ENDODÔNTICO**

A terapia endodôntica iniciou-se com as aberturas das câmaras pulpares realizadas através de uma ponta diamantada esférica número 1012 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, Barueri, São Paulo) em alta rotação e a forma de contorno feita com uma ponta diamantada tronco-cônica de ponta inativa número 2082 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, Barueri, São Paulo). A broca de Batt (Dyna-gS Com. Imp. Ltda, Brasil) em baixa rotação permitiu o término da forma de conveniência.

Após a abertura coronária, realizou-se a odontometria com limas tipo K-

file (Maillefer) de 31mm, a 1mm do ápice. O canal radicular de cada dente foi instrumentado de acordo com a técnica escalonada regressiva com uma lima 35 pela International Standardization Organization (ISO) na constrição apical, os canais irrigados com solução de hipoclorito de sódio (2,5%) durante toda a instrumentação e secos com pontas de papel absorvente (Tanari, Tamariman Industrial LTDA, Macaçaruru-AM).

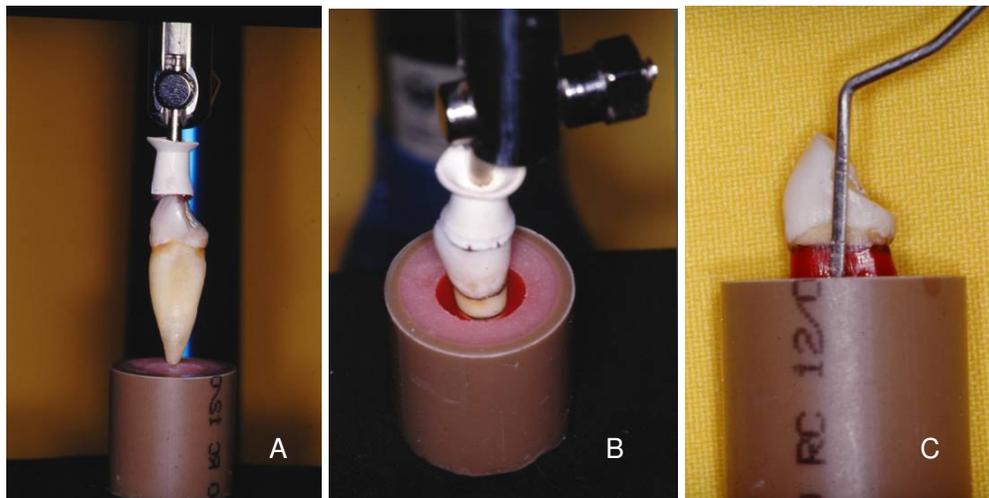
Os condutos foram obturados através da técnica da condensação lateral (NEAGLEY <sup>67</sup>, em 1969) ,utilizando-se um cone de gutta-percha principal (Tamari, Tamariman Industrial LTDA, Macaçaruru-AM) número 35, três cones secundários (Tamari, Tamariman Industrial LTDA, Macaçaruru-AM) e cimento Sealer 26 sem eugenol (Dentsply Ind e Com. Petrópolis-RJ, Brasil) (VALLE <sup>109</sup>, 2000).

#### **4.2.4 INCLUSÃO DOS DENTES**

Após o tratamento endodôntico, os dentes foram posicionados e fixados dentro de tubos cilíndricos de PVC (Tigre – Tubos e Conexões LTDA, Brasil), com 20,0 mm de altura, diâmetro de 20,0 mm, preenchidos, previamente, por resina acrílica autopolimerizável (Clássico – Artigos Odontológicos S/A, Brasil), que era usinada para minimizar o espaço para o dente e a resina acrílica que o prenderia.

Para que os dentes fossem incluídos no seu longo eixo, foi utilizado um

delineador (BioArt Produtos Odontológicos, São Carlos - Brasil), e o posicionamento foi estabelecido no limite de 3,0 mm apical à junção cimento-esmalte com preenchimento de resina acrílica auto-polimerizável (Duralay, Realiance Dental Mfg Co, Worth-IL, USA), representando a distância da inserção conjuntiva (Figura 1).



**Figura 1** – Inserção do dente no tubo resina acrílica: (A) longo eixo, (B) inserção do dente com resina Duralay, e (C) espaço de 3,0 mm representando a distância biológica.

#### 4.2.5 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS

Após a inclusão dos 60 dentes, as amostras foram aleatoriamente divididas em seis grupos de dez dentes cada uma, e submetidos a diferentes tipos de procedimentos conforme o grupo que pertenciam (Figura 2).

GRUPO I – Dentes sem remanescente dentário coronal, restaurados com núcleo metálico fundido e coroa metálica.

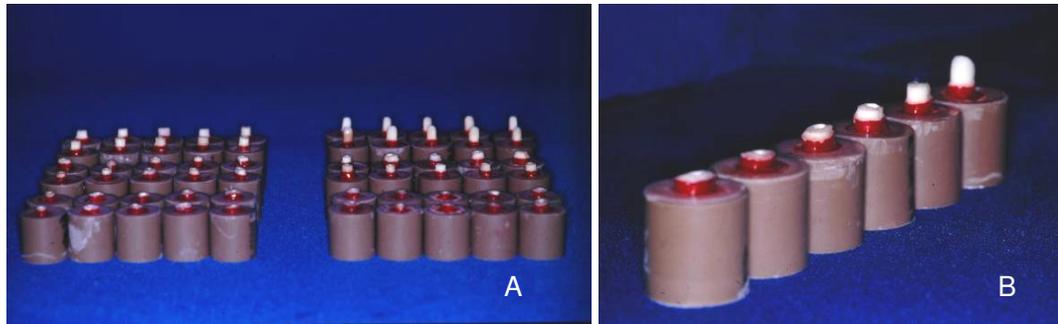
GRUPO II – Dentes sem remanescente dentário coronal, restaurados com pino pré-fabricado de fibra de carbono mais núcleo de preenchimento de resina composta e coroa metálica.

GRUPO III – Dentes com 1,0 mm de remanescente dentário coronal, restaurados com pino pré-fabricado de fibra de carbono mais núcleo de preenchimento de resina composta e coroa metálica.

GRUPO IV – Dentes com 2,0 mm de remanescente dentário coronal, restaurados com pino pré-fabricado de fibra de carbono mais núcleo de preenchimento de resina composta e coroa metálica.

GRUPO V – Dentes com 3,0 mm de remanescente dentário coronal, restaurados com pino pré-fabricado de fibra de carbono mais núcleo de preenchimento de resina composta e coroa metálica.

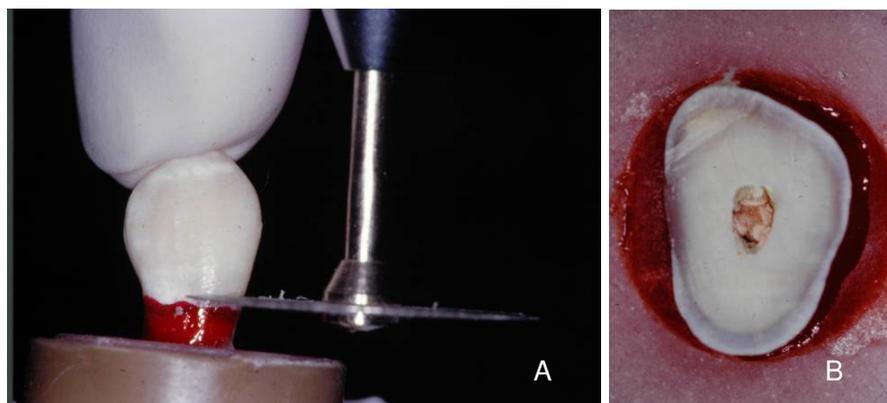
GRUPO VI – Dentes com 6,0 mm de remanescente dentário coronal restaurados com resina composta somente na câmara pulpar sem a utilização de um retentor intra-radicular e coroa metálica.



**Figura 2** – Grupos avaliados: (A) 60 dentes divididos em seus grupos e (B) comparação da altura do remanescente coronário em cada grupo.

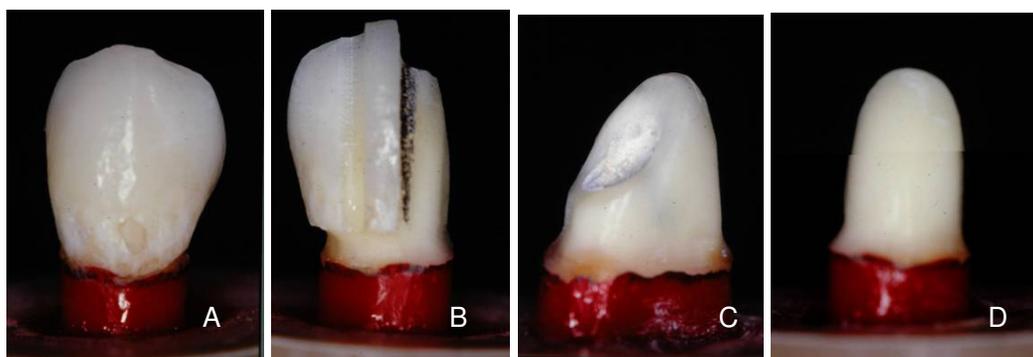
#### 4.2.6 PREPARO DOS DENTES

Os dentes dos grupos I e II tiveram suas coroas cortadas ao nível da junção cimento-esmalte com a utilização de um disco de aço diamantado, ficando sem remanescente dentário coronal (Figura 3).



**Figura 3** – Preparo dos grupos I e II: (A) secção de coroa e (B) vista superior do dente cortado.

Os dentes dos grupos III, IV, V e VI foram preparados de acordo com a Técnica da Silhueta descrita por PEGORARO et al.<sup>72</sup> (Figura 4), sendo 6.0 mm à altura de dentina coronária padronizada para todos os preparos. Para que fosse possível a padronização dos preparos, todos os dentes foram preparados seguindo a junção cimento-esmalte vestibular e palatina.



**Figura 4** – Preparo dos dentes dos grupos III, IV, V e VI: (A) dente hígido, (B) técnica da silhueta, (C) vista proximal preparo, e (D) vista vestibular.

Os grupos III, IV e V, com seus respectivos remanescentes dentários coronais de 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm, foram demarcados por uma régua milimetrada, onde foram seccionados com um disco de aço diamantado sob irrigação, respeitando as alturas delimitadas (Figura 5). Foi observada uma padronização da espessura de dentina coronária de no mínimo 1,5 mm.



**Figura 5** – Preparo do grupo III (A), grupo IV (B) e grupo V (C).

O grupo VI se manteve com a altura do preparo em 6,0 mm.

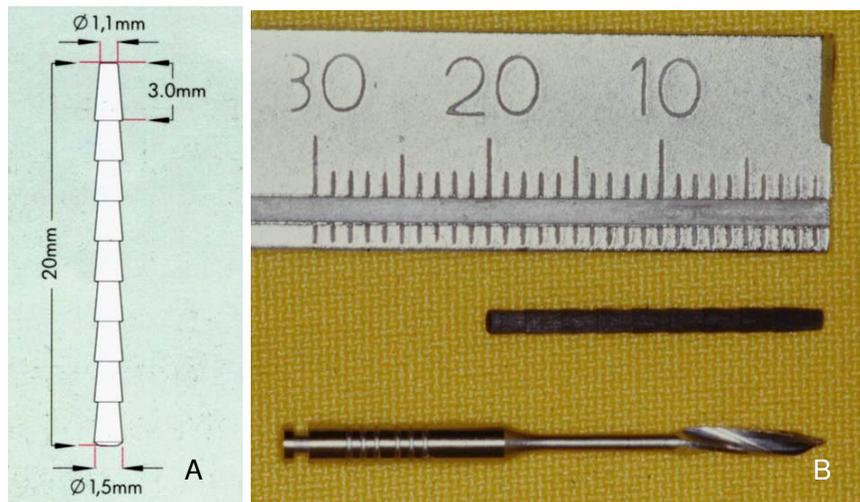
#### **4.2.7 PREPARO DOS CONDUTOS**

##### **4.2.7.1. Grupo I (núcleo metálico fundido) e Grupos II, III, IV, e V (pino de fibra de carbono)**

O material endodôntico foi removido através de pontas Rhein (Duflex – S.S.White Artigos Dentários S/A, São Paulo – Brasil) aquecidas, para posterior uso da broca em baixa rotação correspondente ao pino de fibra de carbono número 3. O preparo foi realizado para que o pino pré-fabricado e o núcleo metálico fundido estivessem presentes em dois terços da raiz, sempre mantendo, no mínimo, 4,0 mm de material obturador remanescente no ápice.

Selecionou-se o pino número 3 do sistema de pinos de fibra de carbono intra-radulares Reforpost (Ângelus - Odonto-LógiKa LTDA, Londrina-PR, Brasil), cuja broca correspondente foi inserida no canal radicular, procurando-se padronizar o diâmetro do conduto e inclinação das paredes para os grupos II, III, IV e V, e inclusive para o grupo I (núcleo metálico fundido) que também foi preparado. O pino número 3 tem 20,0 mm de comprimento, sendo 17,0 mm paralelo e 3,0 mm cônico, e seu diâmetro é de 1,5 mm com a porção apical de 1,1 mm (Figura 6). Todos os pinos de fibra de carbono apresentaram-se com

4,0 mm de seu comprimento acima da junção cimento/esmalte.



**Figura 6** – Pino de fibra de carbono Reforpost: (A) esquema de forma, comprimento e diâmetro e (B) Pino e broca correspondente no kit Reforpost.

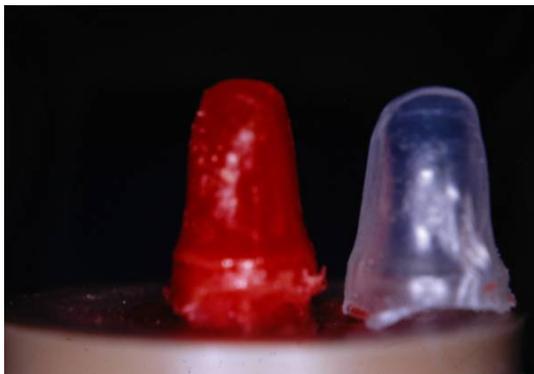
#### 4.2.7.2. Grupo VI (sem pino intra-radicular)

Após a obturação do conduto, a guta-percha da câmara pulpar foi removida, sendo restaurada com resina composta Z-100 (3M Dental Products Division St. Paul – Minisota, USA). Não foram utilizados retentores intra-radulares para este grupo.

#### 4.2.8 OBTENÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS (GRUPO I)

#### 4.2.8.1. Obtenção das matrizes de Acetato

Para que fosse possível a padronização das dimensões dos núcleos metálicos fundidos e de preenchimento foram confeccionadas matrizes de acetato, que serviram para auxiliar na confecção dos núcleos metálicos fundidos e na reconstrução da porção coronária em resina composta. As matrizes eram uma cópia exata da porção coronária e radicular de cinco dentes preparados (Figura 7).



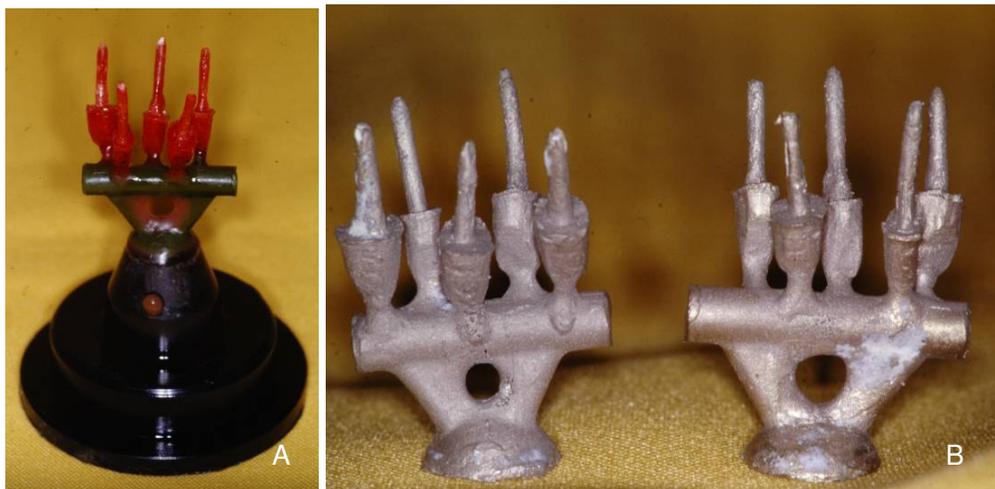
**Figura 7** – Núcleo pronto para preparo formado pelo uso de matriz de acetato.

#### 4.2.8.2. Obtenção da porção radicular e coronária do núcleo metálico fundido

Os núcleos metálicos fundidos foram obtidos a partir de moldagens dos condutos com resina acrílica ativada quimicamente Duralay (Reliance Dental

Mfg. Co. Chicago, USA) de acordo com PEGORARO et al. <sup>72</sup>. Após a moldagem do conduto, preencheu-se a matriz de acetato com a mesma resina, colocando-a sobre o dente, visando à confecção da parte coronária do núcleo similar a aquela confeccionada para os núcleos de preenchimento. Após a polimerização, os núcleos foram preparados, removendo os excessos.

Os padrões de resina acrílica foram encaminhados para fundição. Deste modo, foram colocados condutos de alimentação com fio de cera sobre a porção coronária. Os padrões foram fixados à base formadora de cadinho pelo vértice dos condutos de alimentação, que eram adaptados a um anel de silicone para a inclusão com o revestimento Cristobalite (Kr Mfg. Co., Michigan, USA), segundo as recomendações do fabricante. A liga de cobre-alumínio (NPG, AalbaDent, Cordelio-CA, USA) foi utilizada para fundição e obtenção dos núcleos fundidos pela técnica da cera perdida (Figura 8).



**Figura 8** –Fundição dos núcleos: (A) núcleos na base e (B) núcleos fundidos.

Depois de fundidos, os núcleos foram lavados e escovados em água

corrente e liberados do conduto de alimentação com um disco de carborundum. Os núcleos foram examinados para que fossem considerados como clinicamente aceitável, isto significou um assentamento completo no canal preparado e adaptação à base cervical, testados com sonda exploradora nº 5 (Duflex – S.S.White Artigos Dentários S/A, São Paulo – Brasil).

#### **4.2.9 CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE CARBONO E NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS**

Antes da cimentação dos pinos, os condutos dos grupos I, II, III, IV, e V foram tratados com ataque de ácido fosfórico 37% (Vigodent S/A Industria e Comércio, Rio de Janeiro-RJ, Brasil) por 15 segundos, seguido de irrigação com água e secos com cones de papel absorvente (Tanari, Tamariman Industrial LTDA, Macaçaruru-AM). Então, foi aplicado o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3 M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA), com polimerização química, segundo as recomendações do fabricante.

Os pinos pré-fabricados de fibra de carbono e os núcleos metálicos fundidos também receberam tratamento de superfície. Os pinos pré-fabricados, após serem medidos e cortados, foram limpos com uma gaze embebida em álcool e secos para aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3 M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA) com polimerização química, segundo as recomendações do fabricante (Figura 9). O núcleo

metálico fundido foi jateado com partículas de óxido de alumínio, limpos com uma gaze embebida em álcool e secos para aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3 M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA) com polimerização química, segundo as recomendações do fabricante.



**Figura 9** – Preparo do pino de fibra de carbono: (A) corte do pino, (B) limpeza com gaze e álcool e (C) aplicação do sistema adesivo.

O cimento resinoso RelyX ARC (3M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA) de dupla cura, foi misturado, levado ao interior do conduto por uma broca Lentulo e aplicado nos pinos pré-fabricados e nos núcleos fundidos através de um pincel n.2, segundo as recomendações do fabricante. Após isto, tanto os pinos pré-fabricados quanto os núcleos fundidos foram assentados passivamente no canal, os excessos foram removidos e manteve-se uma pressão digital (STANDLEE et al <sup>102</sup>, 1972) por 3 minutos sobre os pinos e os núcleos, enquanto as faces vestibular, palatina e proximais eram fotopolimerizadas por 40 segundos cada uma. Passado o tempo de presa do cimento, os dentes restaurados com núcleo metálico fundido foram encaminhados novamente para o soro fisiológico, enquanto os que foram cimentados com pinos pré-fabricados foram encaminhados para a confecção

dos núcleos de preenchimento.

#### **4.2.10 CONFEÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO**

A estrutura dental coronária dos espécimes dos grupos II, III, IV e V recebeu tanto o condicionamento ácido quanto o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3 M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA) durante o tratamento do conduto radicular. Como este tratamento sobre o remanescente coronário não sofreu contaminação, o núcleo de preenchimento foi imediatamente confeccionado com a resina composta Z-100 (3 M Dental Products División St.Paul- Minisota, USA).

A resina composta foi inicialmente adaptada em torno do pino pré-fabricado em incrementos de aproximadamente 1,0 mm de espessura e fotoativados durante 20 segundos cada um. Em seguida, as matrizes de acetato foram, preenchidas com a resina composta e posicionadas sobre a porção coronária do pino. Os excessos foram removidos e uma fotoativação foi realizada durante 40 segundos em cada face. Após a polimerização, as matrizes de acetato foram removidas, de modo que os núcleos de preenchimento só necessitassem de acabamento dado com brocas diamantadas. As amostras foram armazenadas em soro fisiológico a 0,9% até a realização das coroas metálicas (Figura 10)



**Figura 10** – Grupos prontos para confecção de coroa metálica fundida.

#### **4.2.11 CONFEÇÃO DAS COROAS METÁLICAS**

Foi realizado o enceramento de uma coroa com forma de canino, diretamente sobre os preparos, em todos os dentes (Figura 11). O terço incisal da face palatina das coroas enceradas recebeu um grampo em cera que funcionou como o ponto final para aplicação da carga cíclica. Todas as coroas foram identificadas com o número de seu grupo (I a VI) e seu posicionamento nele (1 a 10).



**Figura 11** - Coroas enceradas diretamente sobre os preparos.

As coroas enceradas foram encaminhadas de 10 em 10 para fundição. A inclusão dos padrões foi feita em anel de silicone com revestimento “Huat Shock” para Incrustações (Poli Dental LTDA., Brasil), segundo as recomendações dos fabricantes. A liga de níquel-cromo (Verabond II , ALBA Dent Inc., Califórnia, EUA) foi utilizada para fundição e obtenção das coroas metálicas.

As coroas foram ajustadas para detectar áreas ou pontos de atrito que impediram seu assentamento nos respectivos preparos. Foi utilizado o líquido evidenciador de contato (Accufilm IV, Farmingdale, New Jersey, EUA), aplicado com auxílio de um pincel pelo de marta nº 00 (Tigre do Brasil, Osasco, SP) nas paredes internas das fundições. As áreas de atrito e bolhas positivas foram removidas com broca de aço esférica nº02 (KG-Sorensen, Barueri, SP), em alta rotação sob refrigeração constante. Este procedimento foi repetido até que uma película uniforme de evidenciador fosse observada. A verificação da adaptação

foi realizada com auxílio de uma sonda exploradora nº05 (Duflex – S.S. White, RJ) e com lupa de quatro aumentos (Figura 12).



**Figura 12** – Coroa adaptada ao seu preparo.

#### **4.2.11 CIMENTAÇÃO DAS COROAS METÁLICAS**

Após uma semana da cimentação dos núcleos fundidos e dos pinos de fibra de carbono com núcleo de preenchimento as coroas ficaram prontas para cimentação. As coroas tiveram sua parte interna jateada com óxido de alumínio, sendo então lavadas com água e secas com jatos de ar. Foi realizado o tratamento interno com o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (Dentsply Ind e Com. Petrópolis-RJ, Brasil), segundo as recomendações do fabricante. O cimento resinoso RelyX ARC (3M Dental Products División St.Paul-Minisota, USA) foi misturado e aplicado no interior dos coroas com um

pincel n.2, segundo as recomendações do fabricante. Cada coroa foi inserida em seu respectivo dente preparado e uma carga de 5,0 kg foi aplicada por 5 minutos sobre elas, isso com o auxílio de um aparato que aplicava uma força constante no longo eixo do dente (Figura 13). Os excessos foram removidos e cada face dos dentes foi fotopolimerizada por 40 segundos (ROSSETI <sup>86</sup>, 2003).



**Figura 13** – Cimentação da coroa com aparato para padronização da carga e direção de força.

Após a cimentação de todas as coroas metálicas (Figura 14), as amostras foram mantidas em soro fisiológico a 0,9% por uma semana para

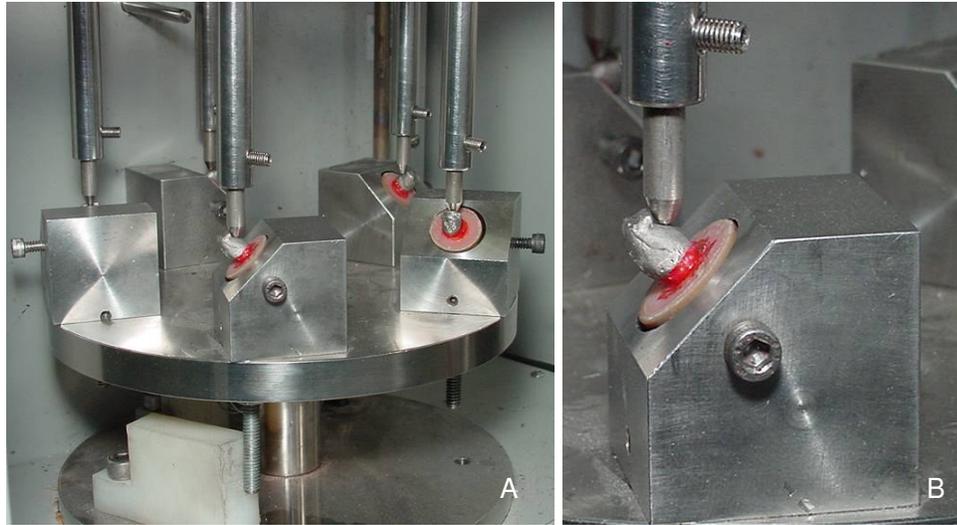
execução dos testes de fadiga e resistência a fratura.



**Figura 14** – Grupos com coroas cimentadas.

#### 4.2.12 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FADIGA

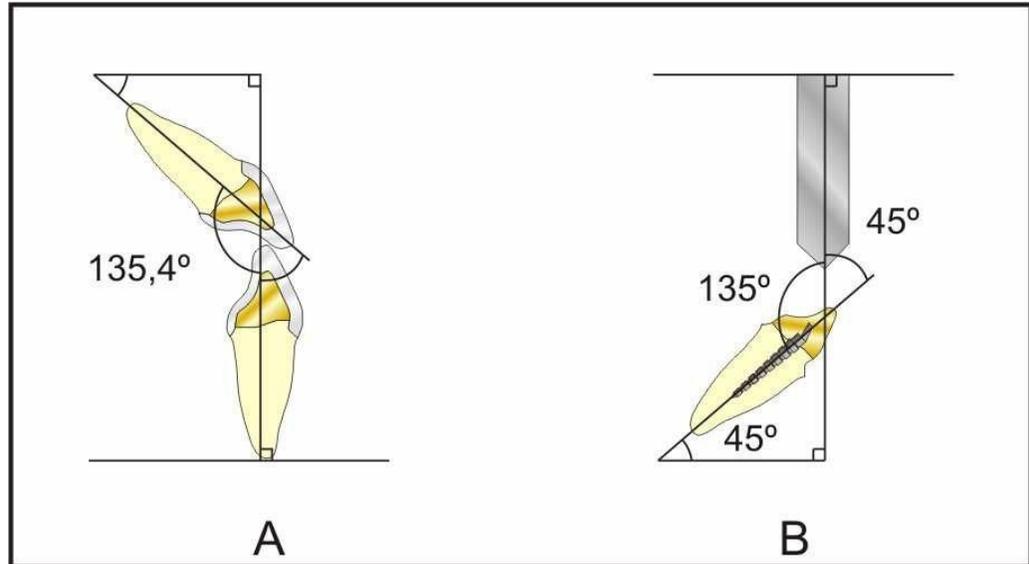
As amostras foram levadas de 5 em 5, sendo uma de cada grupo, à Máquina de Cíclagem Dinâmica do laboratório de pesquisa de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da FOP-UNICAMP para realização do teste de fadiga (Figura15). Foi aplicada uma carga de 30 N (HEYDECKE et al. <sup>38</sup>, 2002) 3,0 mm abaixo da ponta incisal (AKKAYAN; GÜLMEZ <sup>2</sup>, em 2002), na freqüência de 2 toques por segundo, em ângulo de 135°, até serem completados 250.000 ciclos ou a falência do conjunto coroa/núcleo/pino/raiz (ISIDOR; ODMAN; BRONDUM <sup>43</sup>, 1996), fosse por fratura, decimentação ou outra falha. Os espécimes que não falharam no teste de carga cíclica foram avaliados quanto sua resistência à fratura.



**Figura 15** – Teste de carga cíclica: (A) posicionamento dos espécimes e (B) vista aproximada do espécime.

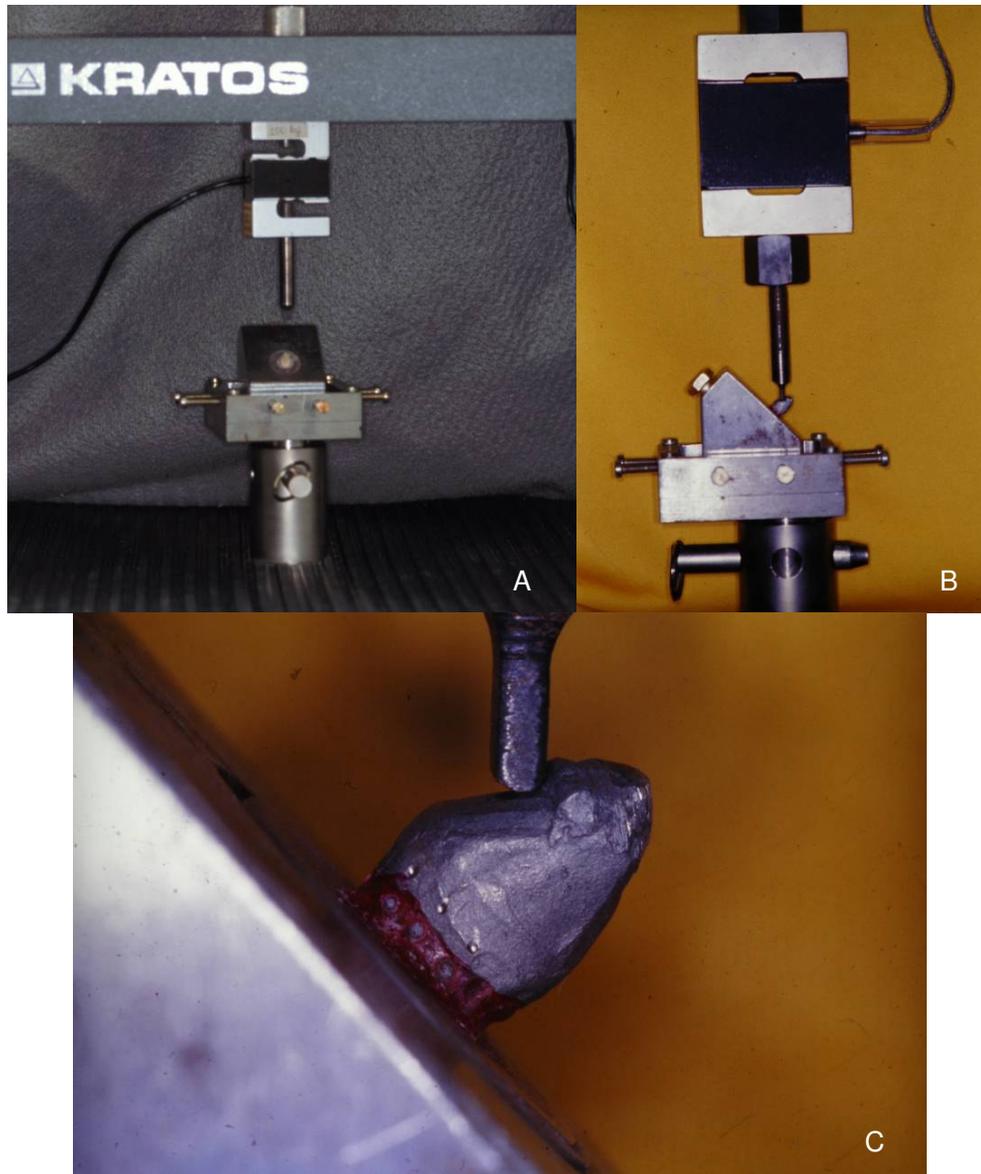
#### 4.2.11 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Para a realização do teste de resistência à fratura foi utilizada uma Máquina de Ensaio Universal (Dinamômetros KRATOS Ltda, São Paulo – Brasil), utilizando uma célula de carga de 500 Kg e velocidade de 0,5 mm/min. Os corpos de prova receberam uma força de compressão 3,0 mm abaixo da ponta incisal (AKKAYAN; GÜLMEZ <sup>2</sup>, em 2002), incidindo em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz (ângulo de 45° em relação ao plano horizontal) simulando um contato oclusal do dente antagonista em classe I de Angle (AKKAYAN <sup>1</sup>, 2004) (Figura 16).



**Figura 16** - Esquema da aplicação de força à 135°: (A) ângulo de 135,4° formado pelo contato oclusal entre os incisivos centrais superiores e inferiores em classe I de Angle e (B) representação esquemática da força de compressão incidindo em ângulo de 135° em relação ao longo eixo da raiz.

Para aplicação de forças em 45° nos testes de resistência foi desenvolvido um dispositivo especial que se adaptava à porção inferior da máquina de ensaios. A posição do corpo de prova neste dispositivo permitia ao dente ficar posicionado em uma inclinação de 45° (Figura 17).



**Figura 17** – Teste de resistência à fratura: (A) posicionamento da matriz na Máquina de Ensaio Universal, (B) espécime posicionado para teste e (C) vista aproximada do espécime posicionado para teste.

Os valores em kgf das forças necessárias para provocar a falha das amostras de cada grupo foram anotados e submetidos à análise estatística.

## *5. Resultados*

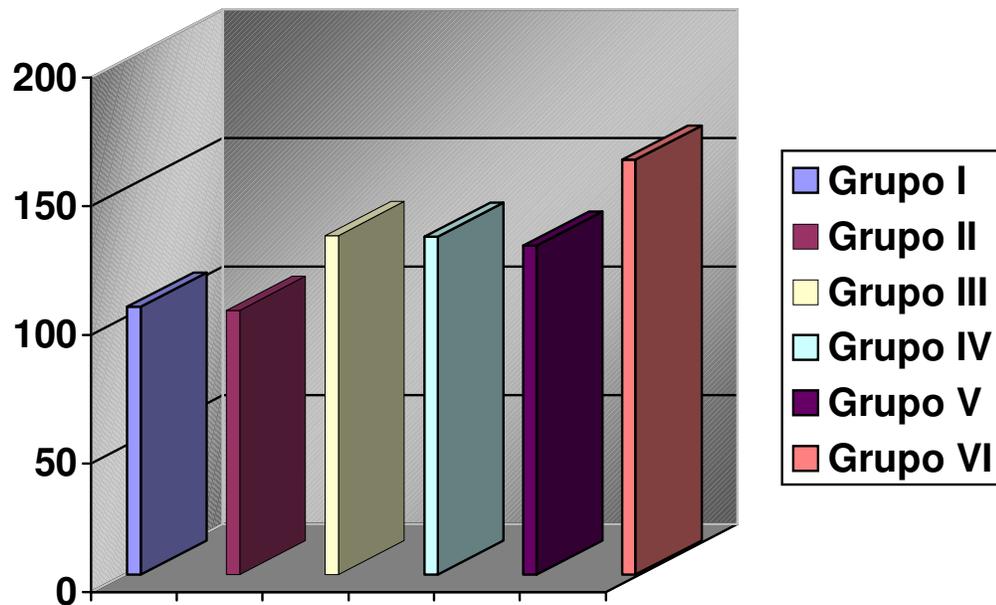
---

## 5. RESULTADOS

Todas as amostras passaram com sucesso pelo teste de carga cíclica. Deste modo, todas as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura, e estes valores, as médias e o desvio padrão de cada grupo estão registrados na Tabela 2. As médias também estão demonstradas graficamente na Figura 18.

**Tabela 2** - Valores individuais, médias e desvio padrão dos grupos (valores em kgf).

<b>Amostras</b>	<b>Grupo I</b>	<b>Grupo II</b>	<b>Grupo III</b>	<b>Grupo IV</b>	<b>Grupo V</b>	<b>Grupo VI</b>
<b>1</b>	69,55	128,38	183,13	217,63	227,00	107,75
<b>2</b>	121,25	97,38	107,50	97,38	158,36	187,88
<b>3</b>	162,00	71,25	116,62	88,25	105,63	103,38
<b>4</b>	121,75	58,00	210,63	172,38	122,68	133,00
<b>5</b>	92,75	131,50	126,26	135,00	152,00	133,63
<b>6</b>	94,63	71,50	130,50	139,00	116,13	182,25
<b>7</b>	101,63	102,13	88,75	93,00	94,50	112,88
<b>8</b>	118,50	88,25	177,50	119,25	84,88	172,13
<b>9</b>	98,00	89,50	113,63	81,38	130,25	269,63
<b>10</b>	63,63	190,88	64,38	172,25	89,50	211,88
<b>Média</b>	<b>104,37</b>	<b>102,88</b>	<b>131,89</b>	<b>131,55</b>	<b>128,10</b>	<b>161,44</b>
<b>Desv Padr</b>	<b>28,40</b>	<b>38,92</b>	<b>45,36</b>	<b>44,72</b>	<b>42,74</b>	<b>53,43</b>



**Figura 18** - Representação gráfica das médias de resistência à fratura dos seis grupos.

Os dados foram submetidos ao teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) a um critério de classificação ( $p < 0,05$ ), que constatou a presença de uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Tabela 3). Desta forma, realizou-se a comparação das médias através do teste de Tukey para comparações múltiplas ( $p < 0,05$ ) (Tabela 4).

**Tabela 3** - Teste estatístico de análise de variância a um critério aplicado aos valores de resistência à fratura.

Fonte de Variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probab.
Entre grupos	23255,6434	5	4651,12868	2,5232	0,0400
Residuo	99538,5567	54	1843,30660		
Total	122794,200	59			

Bartlett= 3,478063 Prob. = 0,626709

A comparação entre o grupo I (104,37 Kgf) sem remanescente coronário restaurados com núcleo metálico fundido e o grupo II (102,88 Kgf) com pino de fibra de carbono mais núcleo de preenchimento de resina composta mostrou não haver diferença estatisticamente significativa quanto aos valores de resistência à fratura.

A comparação dos grupos II, III, IV e V com pino de fibra de carbono, avaliando a quantidade de remanescente coronário, mostrou maiores valores médios para os grupos III, IV, e V, com remanescente coronário do que o grupo II sem remanescente, mas esta diferença não foi estatisticamente significativa.

Também foi avaliado o tipo da falha e o modo de fratura dos espécimes, como demonstrado na Tabela 5. A localização das fraturas está representada na Figura 19. Estas foram análises qualitativas, e os grupos I e II (sem remanescente) apresentaram comportamento semelhante e superior aos

grupos III, IV, V e VI (com remanescente) que apresentaram comportamento semelhante entre si.

**TABELA 4** - Comparações individuais das médias – Teste de Tukey.

<b>Comparação</b>	Diferença	Valor Crítico	Interpretação
Grupo I x Grupo II	1,492000	56,71919	Não Signific.
Grupo I x Grupo III	-27,5210	56,71919	Não Signific.
Grupo I x Grupo IV	-27,1830	56,71919	Não Signific.
Grupo I x Grupo V	-23,7240	56,71919	Não Signific.
<b>Grupo I x Grupo VI</b>	<b>-57,0720</b>	<b>56,71919</b>	<b>SIGNIFICANTE</b>
Grupo II X Grupo III	-29,0130	56,71919	Não Signific.
Grupo II X Grupo IV	-28,6750	56,71919	Não Signific.
Grupo II X Grupo V	-25,2160	56,71919	Não Signific.
<b>Grupo II X Grupo VI</b>	<b>-58,5640</b>	<b>56,71919</b>	<b>SIGNIFICANTE</b>
Grupo III X Grupo IV	0,338000	56,71919	Não Signific.
Grupo III X Grupo V	3,797000	56,71919	Não Signific.
Grupo III X Grupo VI	-29,5510	56,71919	Não Signific.
Grupo IV X Grupo V	3,459000	56,71919	Não Signific.
Grupo IV X Grupo VI	-29,8890	56,71919	Não Signific.
Grupo V X Grupo VI	-33,3480	56,71919	Não Signific.

Foram observados quais dentes eram passíveis de reabilitação após sua falha. Eles foram classificados em reabilitação favorável para as amostras com coroas decimentadas e aquelas com fraturas no terço cervical da raiz, já as

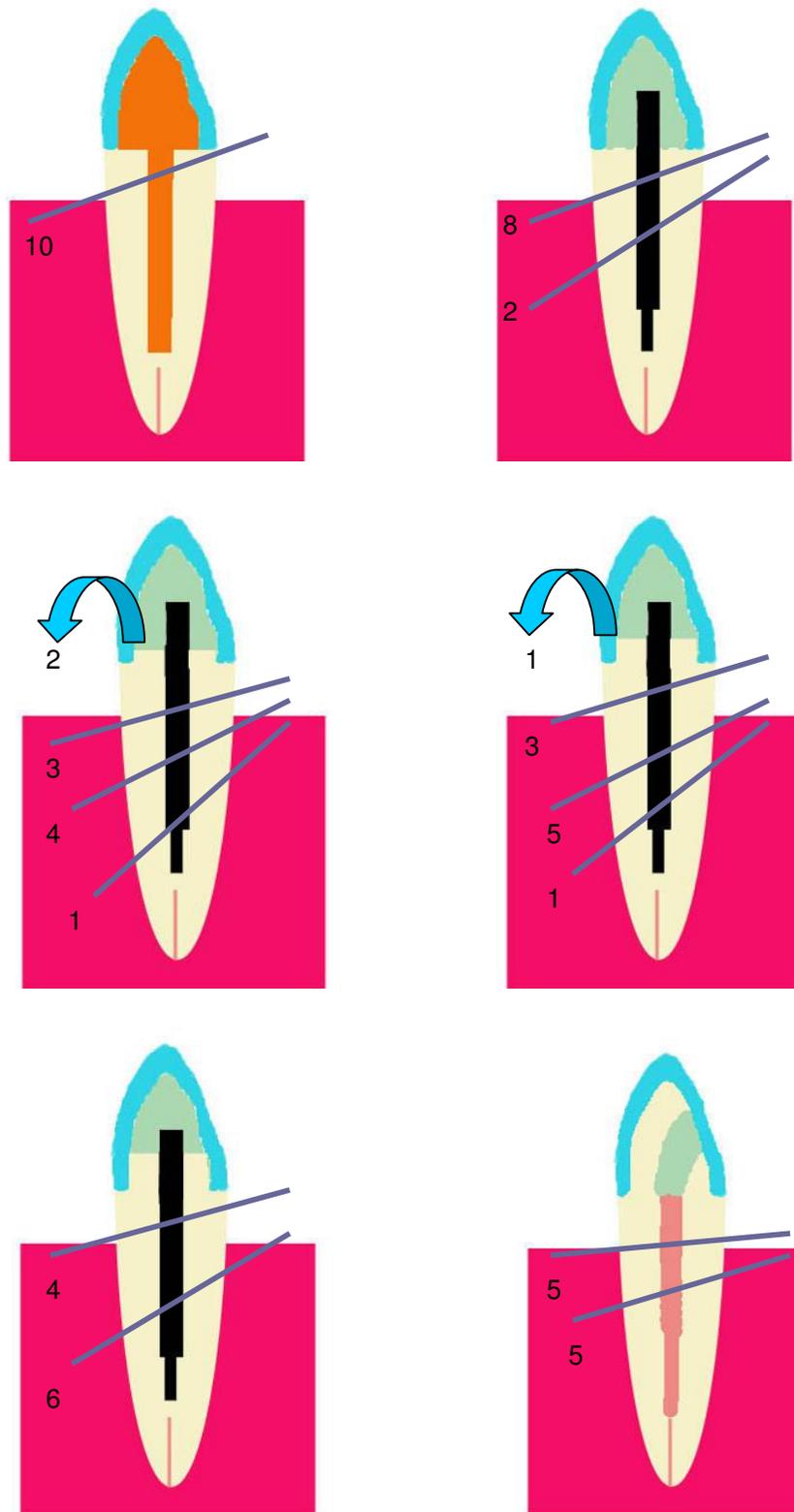
fraturas nos terços médio e cervical foram consideradas desfavoráveis (Tabela 6).

**Tabela 5** - Tipo de falha e fratura dos espécimes: (0) coroa decimentada; (1) fratura cervical; (2) fratura médio e (3) fratura apical.

Amostras	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV	Grupo V	Grupo VI
1	1	2	1	2	2	1
2	1	1	2	2	2	2
3	1	1	1	2	1	1
4	1	1	2	2	2	2
5	1	1	2	0	1	1
6	1	1	0	1	2	2
7	1	1	0	2	2	2
8	1	1	2	1	1	1
9	1	2	1	1	2	1
10	1	1	3	3	1	2

**Tabela 6** - Porcentagem de espécimes com reabilitação favorável.

Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV	Grupo V	Grupo VI
100%	80%	50%	40%	40%	50%



**Figura 19** - Localização e modo das fraturas.

## *6. Discussão*

---

## 6. DISCUSSÃO

A maioria dos estudos com núcleos fundidos e pinos pré-fabricados desenvolvidos até hoje avaliam a resistência e o modo de fratura dos dentes, comparando os tratamentos recebidos. Os testes com carga cíclica estabelecem as reações de fadiga que simulam melhor a condição intraoral do que uma simples carga até fratura (AKKAYAN; GULMEZ <sup>2</sup>, 2002; ISIDOR; ODMAN; BRONDUM <sup>43</sup>, 1996). Assim, parâmetros clínicos de força de mordida (carga), ciclo mastigatório (frequência), oclusão (ângulo da carga) e até o ligamento periodontal podem ser simulados em estudos 'in vitro', avaliando o comportamento tanto da estrutura dentária quanto dos materiais envolvidos no tratamento no decorrer do tempo, como acontece 'in vivo' (HEYDECKE et al. <sup>38</sup>, 2002; ISIDOR; BRONDUN <sup>42</sup>, 1992).

Segundo as análises dos princípios básicos e implicações protéticas da fadiga, WISKOTT; NICHOLLS; BELSER <sup>113</sup> (1995) o número de anos que os materiais começam a falhar correspondem a um número correto de ciclos para testes, que seria de pelo menos 1.000.000 de ciclos. Contudo, FREEMAN et al. <sup>30</sup>, em 1998, determinaram a falha preliminar de seus espécimes com o uso de 'strain gauge', e o número de ciclos que causaram mudança nos corpos de prova variaram de 10 a 4.200 ciclos, apesar de clinicamente a maioria estar intactos. Assim, mais 100.000 ciclos foram aplicados após a falha preliminar, sendo que o corante indicou infiltrações que iam do término cervical ao pino, contaminando o cimento e o núcleo. Isto poderia explicar a perda do pino e a

cárie, causas importantes para o insucesso dos pinos (GOODACRE et al. <sup>34</sup>, 2003).

Este estudo expôs seus espécimes ao teste de carga cíclica em uma condição de ausência de umidade. Isto pode, neste momento, ter deixado a dentina mais friável em toda amostra, mas não houve nenhuma falha durante este teste. O número de ciclos desenvolvido foi de 250.000, na frequência de 2,0 Hz, significando que cada espécime ficou aproximadamente 35 horas sob impacto. BOLHUIS; GEE; FEILZER <sup>10</sup>, em 2004, utilizaram 1.000.000 de ciclos, perfazendo um total de 277 horas de teste de fadiga. Já MANNOCCHI; FERRARI; WATSON <sup>53</sup>, em 1999, utilizaram 400.000 ciclos em seu estudo. Optou-se, no presente estudo, por um número de ciclos próximo ao utilizado por ISIDOR; ODMAN; BRONDUM <sup>43</sup>, em 1996, que foi de 260.000 ciclos.

A quantidade de força aplicada na carga cíclica pode influenciar no resultado final da fadiga (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER <sup>113</sup>, 1995). Estudos variam quanto à carga, indo de 10 N com FREEMAN et al <sup>30</sup> (1998), passando por 30 N com HEYDECKE et al. <sup>38</sup> (2002), e chegando a 250 N com ISIDOR; BRONDUM <sup>42</sup> (1992). LYONS <sup>51</sup>, em 1990, encontrou que a média da força de mordida em caninos nos indivíduos normais foi de 22 Kgf. Deste modo, a força aplicada por HEYDECKE et al. <sup>38</sup> (2002) de 30 N mostrou-se como a mais próxima da realidade clínica, e por este motivo foi seguida neste estudo.

Outra condição clínica nem sempre desenvolvida nos estudos laboratoriais é a presença de coroa metálica ou cerâmica cimentada sobre o núcleo fundido ou pino pré-fabricado e núcleo de preenchimento (DEAN; JEANSONNE; SARKAR <sup>23</sup>, 1998; HEYDECKE et al. <sup>38</sup>, 2002). A presença de coroa é essencial, pois segundo ISIDOR; BRONDUM <sup>42</sup> (1992), além de ser este o procedimento clínico, a resistência do dente aumenta. Por este motivo foram utilizadas coroas metálicas em todos os grupos, conceito este compartilhado por HEYDECKE et al. <sup>38</sup>, 2002. Ainda, a ausência da coroa pode levar a outros tipos de falhas, como a fratura do núcleo de preenchimento, que pode ser questionada se é aplicada clinicamente, como no estudo de DEAN; JEANSONNE; SARKAR <sup>23</sup> (1998), que teve a fratura do núcleo como falha em 79% das amostras.

O cimento escolhido, seja na cimentação da coroa ou do pino, é de suma importância, pois irá influenciar na micro-infiltração, na distribuição de carga, na retenção, e conseqüentemente na falha (FREEMAN et al. <sup>30</sup>, 1998). ROSSETI <sup>86</sup>, em 2003, concluiu que o cimento resinoso teve menor infiltração marginal, seguido do cimento de ionômero de vidro e cimento fosfato de zinco, e a ciclagem mecânica aumentou ainda mais esta infiltração. Uma coroa adaptada associada a um cimento que apresente melhor qualidade de união, deformação e resistência é essencial para que não se permita a entrada de fluidos, que podem ocasionar cárie e entrada de umidade ao pino de fibra de carbono, comprometendo suas propriedades físicas (BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS <sup>7</sup>, 2003; GOODACRE et al. <sup>34</sup>, 2003; DRUMMOND; BAPNA <sup>24</sup>,

2003). A análise ao microscópio eletrônico de varredura detectou melhor qualidade de união na interface dente-cimento para o sistema resinoso, além de o cimento resinoso gerar a maior retenção para pinos (FREEMAN et al. <sup>30</sup>, 1998).

Foi utilizado o cimento resinoso RelyX ARC de dupla polimerização tanto para a cimentação de coroas quanto para a cimentação dos núcleos fundidos e pinos de fibra de carbono. A cimentação resinosa é indicada para pinos de fibra de carbono, pois se agrega a retenção adesiva e a retenção mecânica convencional (MEZZOMO; MASSA; LÍBERA <sup>59</sup>, 2003). Além disso, o cimento resinoso é um cimento orgânico, que possui melhor capacidade de distribuir o estresse do que os cimentos inorgânicos (BOLHUIS et al. <sup>9</sup>, 2004; SAUPE; GLUSKIN; RADKE <sup>89</sup>, 1996; STANDLEE; CAPUTO; HANSON <sup>103</sup>, 1978).

O sistema adesivo utilizado foi o Scotchbond Multi-Purpose Plus com polimerização química. Ele é classificado como um adesivo convencional de 3 passos cujo solvente é a água. Para CARVALHO et al. <sup>15</sup>, em 2004, este tipo de adesivo está indicado para uso com cimentos resinosos de dupla cura, por apresentar melhor compatibilidade química, tanto para cimentação de coroas como de pino intra-radulares.

Para DURNEY; ROSEN <sup>25</sup>, em 1977, os pinos pré-fabricados podem ser mais conservadores e retentivos do que o núcleo fundido, tendo, ainda, como vantagens uma redução nos custos e tempo clínico empregado. Dentro das

opções de pinos pré-fabricados, o pino de fibra de carbono tem se destacado (FORKKINGA et al. <sup>28</sup>, 2004; MITSUI et al. <sup>60</sup>, 2004; FERRARI et al. <sup>27</sup>, 2000). Seu módulo de elasticidade próximo ao da dentina favorece a distribuição de estresse (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN <sup>4</sup>, 1999). Apesar de sua cor, VICHI, FERRARI; DAVIDSON <sup>110</sup> (2000) afirmam que não há comprometimento estético com seu uso.

O pino de fibra de carbono utilizado apresenta-se com formato serrilhado, comprimento paralelo e ápice cônico, isto favorece a retenção e o assentamento passivo do pino. As fibras de carbono e a matriz epóxi do pino exigem que a cimentação seja feita com cimento resinoso.

ECKERBOM; MAGNUSSON <sup>26</sup>, em 2001, observaram que 54% dos cirurgiões-dentistas clínicos-gerais utilizam como base para restauração de coroas unitárias os pinos pré-fabricados, e destes 25% usam o pino de fibra de carbono. Já 36% dos especialistas em prótese utilizam pinos pré-fabricados, sendo 8% também pinos de fibra de carbono. Isto significa que uma porcentagem considerável de pacientes tem sido tratada com estes pinos de fibra, justificando a necessidade de estudo que melhor entendam o seu comportamento para melhor uso.

Os pinos de fibra de carbono foram colocados a disposição no mercado no ano de 1990 (KING; SETCHELL <sup>45</sup>, 1990; FREDRIKSSON et al. <sup>29</sup>, 1998). Este curto período de uso clínico reflete no pequeno número de trabalhos de

acompanhamento clínico, sendo que estes têm pouco tempo de análise (FOKKINGA et al.<sup>28</sup>, 2004; MORGANO; BRACKETT<sup>65</sup>, 1999). Já os trabalhos laboratoriais têm, por vezes, metodologia duvidosa e variada, como demonstrado na revisão sistemática de FOKKINGA et al.<sup>28</sup>. (2004), onde foram selecionados apenas 12, considerados adequados, de 1984 trabalhos. Para AKKAYAN; GÜLMEZ<sup>2</sup> (2002) mais estudos com carga cíclica deveriam ser feitos. Deste modo, este estudo, dentro das limitações de sua metodologia, procurou indicar a aplicação do pino de fibra de carbono frente a diferentes condições de remanescente, e se mesmo em uma condição que usualmente só o núcleo fundido é indicado, o pino de fibra de carbono pode ser indicado.

Dentro do conceito de Odontologia Baseada em Evidências, HEYDECKE; PETERS<sup>39</sup> (2002) consideram que futuras pesquisas 'in vitro' com pinos devem ser conduzidas sob condições e protocolos padrões, sendo que o foco destas pesquisas seria a busca da modalidade de tratamento apropriada para dentes com diferentes graus de tecido ósseo.

A quantidade de remanescente coronário também é um fator discutido para a indicação de pinos pré-fabricados. Para SORENSEN; ENGELMAN<sup>99</sup> (1990) a presença de pelo menos 1,0 mm de remanescente coronário aumenta a resistência à fratura, fato acentuado por HEYDECKE et al.<sup>38</sup> (2002), que utiliza 2,0 mm de remanescente coronário e por AKKAYAN<sup>1</sup> (2004) que utiliza pelo menos 1,0 mm.

Segundo MORGANO; BRACKETT <sup>65</sup>, em 1999, o núcleo fundido tem sido descrito como o tratamento de eleição para dentes sem remanescente coronário. Porém, neste trabalho, não houve diferença estatística nos valores de resistência a fratura entre os grupos sem remanescente coronário restaurados com núcleo fundido (104,37Kgf) e pino de fibra de carbono (102,88 Kgf). PONTIUS; HUTTER <sup>77</sup>, em 2002, obteve média de resistência à fratura de 127,0 Kg para o grupo sem remanescente restaurado com núcleo fundido e coroa total cerâmica após carga cíclica, porém as fraturas foram verticais juntamente com fraturas de coroas. AKKAYAN; GÜLMEZ <sup>2</sup>, em 2002, encontraram o valor médio de resistência à fratura de 91,20 Kg para dentes sem remanescente restaurados com pino de fibra de quartzo e coroa total metálica, com 80% das amostras passíveis de restauração devido a fratura ter ocorrido no terço cervical da raiz, e 75,90 Kg para os dentes sem remanescente restaurados com pino de fibra de vidro, com 60% das amostras passíveis de restauração. Estes resultados aproximam-se dos deste estudo, contudo AKKAYAN; GÜLMEZ <sup>2</sup> (2002) não utilizou pino de fibra de carbono, mas sim fibra de vidro.

SIDOLI; KING; SETCHELL <sup>95</sup>, em 1997, discutem que o uso experimental de dentes naturais apresenta problemas devido à variação anatômica e a heterogenidade do material dentário (idade, armazenamento, estrutura), contudo seu uso é aceito pois essa diversidade esta presente na clínica odontológica. Esta condição implícita nos testes pode explicar pequenas variações de valores, enquadradas no desvio padrão, para o mesmo

tratamento em estudos diferentes. OTTL et al.<sup>69</sup>, em 2002, substituíram os dentes naturais por raízes artificiais com o mesmo módulo da dentina humana, buscando eliminar as variações que podem ocorrer de dente para dente, mas isto não corresponde à realidade clínica.

O grupo I, sem remanescente coronário restaurado com núcleo fundido, teve 100% das fraturas no terço cervical da raiz com restauração favorável, e o grupo II, sem remanescente coronário restaurado pino de fibra de carbono, teve comportamento semelhante com 80% das fraturas no terço cervical da raiz. A presença de fratura no grupo II e nos demais grupos com fibra de carbono diferiram do trabalho de DEAN; JEANSONNE; SARKAR<sup>23</sup> (1998), que não teve nenhuma fratura em dentes com pinos de fibra de carbono, contudo a metodologia de DEAN; JEANSONNE; SARKAR<sup>23</sup> (1998) foi diferente, pois não utilizaram coroa e também não fizeram carga cíclica.

O padrão de fratura pode ter sido influenciado pela combinação e utilização adequada do sistema adesivo e agente resinoso na cimentação que podem ter gerado melhor união entre dente e pino, na busca de formar um corpo único, o que aumentaria a resistência à fratura e modificaria o tipo de falha (FREILICH et al.<sup>31</sup>, 2000; PEGORETTI et al.<sup>73</sup>, 2002; SAUPE; GLUSKIN; RADKE<sup>89</sup>, 1996). HEYDECKE; PETERS<sup>39</sup> (2002) em uma revisão sistemática encontraram relatos de fraturas verticais, horizontais e oblíquas tanto para núcleo fundido quanto para pinos pré-fabricados. HU et al.<sup>40</sup>, em 2003, encontraram valores de resistência á fratura similares para núcleos fundidos e

pinos de fibra de carbono utilizando 1,0 mm de remanescente, e os padrões de fratura foram iguais com fraturas desfavoráveis nos dois grupos.

O sucesso do grupo I (núcleo fundido) quanto ao modo de fratura, no qual 100% das amostras eram passíveis de restauração, indica que o coroa e o núcleo fundido, neste trabalho com 1,5 mm de diâmetro e comprimento de dois terços da raiz, concentraram a carga aplicada mais no terço cervical (face vestibular), onde ocorreu a fratura oblíqua, fato observado por PEGORETTI et al.<sup>73</sup> (2002) e MORGANO; BRACKETT<sup>65</sup> (1999). Esta concentração de força também foi identificada no núcleo fundido, na área correspondente ao começo do pino e fim da base do núcleo, identificada por uma deformação permanente. SIDOLI; KING; SETCHELL<sup>95</sup>, em 1997, verificaram que todos os dentes com núcleo fundido tiveram fraturas irreparáveis, mas neste estudo havia uma férula de 1,0 mm. A presença da férula permite que a coroa dissipe a força pela estrutura dentária, levando o fulcro mais para apical, isto aumenta o valor de resistência à fratura, e os pontos de estresse no dente ficam na porção apical e no terço cervical (faces vestibular e palatina), na altura da crista alveolar (PAO; REINARDT; KREJCI<sup>70</sup>, 1987). Esta condição faz com que ao se chegar no limite de resistência, as fraturas sejam oblíquas frente a uma alta carga.

O grupo II, sem remanescente coronário restaurado com pino de fibra de carbono, teve bom índice de sucesso quanto ao modo de fratura (80%), com valor médio de resistência similar ao grupo I (núcleo fundido), que é o tratamento de eleição para esta condição. Isto demonstra o potencial de

distribuição de carga do pino de fibra de carbono, geralmente explicado pelo seu módulo de elasticidade similar a dentina. Os resultados sugerem o potencial do pino de fibra de carbono como uma opção ao núcleo fundido (QUALTROUGH; CHANDLER; PURTON <sup>81</sup>, 2003).

Os grupos I e II demonstraram valores significativamente menores quando comparados com o grupo VI (controle positivo). Isto ressalta a importância do remanescente coronário, pois quanto mais remanescente presente maior será a resistência (AKKAYAN <sup>1</sup>, 2004; PONTIUS; HUTTER <sup>77</sup>, 2002). O modo de fratura do grupo VI gerou mais situações de reparo desfavorável do que os grupos I e II, mas este comportamento foi semelhante nos estudos de OTTL et al. <sup>69</sup> (2002) e MCDONALD; KING; SETCHELL <sup>58</sup> (1990), que também apresentaram fraturas horizontais.

Os grupos II (102,88 Kgf), III (131,89 Kgf), IV (131,55 Kgf) e V (128,10 Kgf) com, respectivamente, 0 mm, 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm de remanescente coronário não apresentam diferença estatisticamente significativa. Contudo, a presença de 1,0 mm nos grupos III, IV e V, com remanescente, elevou em pelo menos 24,5%, na média, a resistência à fratura quando comparados com o grupo I, sem remanescente, demonstrando a importância de estrutura dentária quando do uso de pino intra-radicular (AKKAYAN <sup>1</sup>, 2004; HEYDECKE et al. <sup>39</sup>, 2002; SORENSEN; ENGELMAN <sup>99</sup>, 1990). O grupo II apresentou melhor modo de fratura que os grupos III, IV e V, talvez porque o efeito férula promova uma

melhor formação de corpo único, aumentando a resistência à fratura, mas falhas mais catastróficas quando a falha se manifesta como fratura na raiz.

Nos grupos com pino de fibra de carbono com remanescente tem-se o efeito férula, que seria o colar metálico da coroa em volta das paredes paralelas do remanescente coronal além da área de término em chanfrado. E, estes grupos apresentaram os valores das médias e desvio-padrão de resistência muito próximos e sem diferença estatística. Isto indica, neste estudo, que o efeito férula produzido por remanescentes de 1,0 mm a 3,0 mm não é diferente a ponto de modificar a resistência à fratura. Mesmo o índice de restauração favorável após o teste de resistência à fratura foi próximo para estes grupos. AKKAYAN <sup>1</sup>, em 2004, obteve resultados diferentes em seu estudo, onde grupos com 1,0 mm, 1,5 mm, e 2,0 mm de remanescente, em replicas de raízes feitas de plástico, se diferiram estatisticamente na resistência à fratura, as custas de um pequeno desvio-padrão, apesar dos valores médios serem próximos. MORGANO; BRACKETT <sup>65</sup> (1999) afirmaram que a partir de 1,5 mm de estrutura remanescente sadia já se tem o efeito férula.

O grupo VI (controle positivo) com remanescente completo teve os maiores valores individuais e conseqüentemente maior média, indicando que a integridade da estrutura é o fator mais importante na resistência à fratura. Verificou-se também o maior desvio-padrão, indicando novamente a variabilidade de resistência à fratura de dente para dente, com dimensões semelhantes (DEAN; JEANSONNE; SARKAR <sup>23</sup>, 1998). O seu modo de fratura

e quantidade de restaurações favoráveis foram semelhantes ao estudo de MCDONALD; KING; SETCHELL<sup>58</sup> (1990).

Diante dos resultados encontrados, futuras pesquisas são recomendadas para se estabelecer se esses achados podem ser usados como parâmetros para a eficácia e indicação de pinos de fibra de carbono para qualquer condição de remanescente dentário coronal e mesmo na sua ausência.

## *7. Conclusões*

---

## 7. CONCLUSÕES

Tendo em vista os objetivos propostos e os resultados obtidos, segundo a metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- Todos os grupos passaram sem falha pelo teste de carga cíclica;
- Quando considerados os dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de carbono, núcleo de resina composta e coroa metálica fundida, a presença de remanescente coronário aumentou os valores de resistência à fratura, contudo sem apresentar diferença estatística significativa entre o grupo II (102,88 Kgf) sem remanescente e os grupos com remanescente, grupo III (131,89 Kgf), grupo IV (131,55 Kgf), e grupo V (128,10 Kgf);
- O grupo VI (161,44 Kgf), estabelecido como controle positivo, teve o maior valor médio de resistência à fratura, sendo superior estatisticamente aos grupos I e II (sem remanescente), e sem diferença significativa dos grupos III, IV, V (com remanescente);
- Os grupos sem remanescente, grupo I (núcleo metálico fundido) e grupo II (pino de fibra de carbono) tiveram valores de resistência à fratura estatisticamente iguais. O grupo I apresentou 100% de fraturas no terço

cervical e o grupo II 80% de fraturas no terço cervical e 20% no terço médio.

- Por este estudo 'in vitro', o pino de fibra de carbono com núcleo de resina composta poderia ser indicado para a restauração de dentes sem remanescente coronário;
- A porcentagem de restaurações favoráveis segundo o tipo de falha e modo de fratura em ordem decrescente foi grupo I (100%), grupo II (80%), grupo III (50%), grupo IV (40%), grupo V (40%), e grupo VI (50%).

*Anexo*

---

## ANEXO 1- Carta de informação ao paciente e termo de consentimento livre e esclarecido

### UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU DEPARTAMENTO DE PRÓTESE

#### CARTA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE

Estamos fazendo uma pesquisa, em laboratório, sobre pinos pré-fabricados para dentes que tiveram o canal tratado. Este esses pinos tem a função de proteger a estrutura dentária remanescente e permitir a confecção de uma coroa sobre ele. Deste modo, é importante saber qual a indicação para o pino, de modo que se possa fornecer um melhor tratamento ao paciente.

Mas, para isto precisaremos de dentes caninos superiores, que precisaram ser extraídos. Considerando que você passou por um cirurgia de extração dental, respeitosamente, pedimos que participe de nosso trabalho, doando o seu dente extraído, que se encaixa à nossa pesquisa.

Declaramos que a identidade de nenhum paciente será divulgada, e que este trabalho segue todas as normas do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a) \_\_\_\_\_, portador da cédula de identidade \_\_\_\_\_, após leitura minuciosa da **CARTA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE**, devidamente explicada pelos profissionais em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** concordando em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o paciente ou seu representante legal, pode a qualquer momento retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas tornaram-se confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 9º do Código de Ética Odontológica).

Por estarem de acordo assinam o presente termo.

Bauru-SP, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Paciente

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

## *Referências Bibliográficas*

## 8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zircônia dowel systems. **J Prosthet Dent**, v.92, n.2, p. 155-162, Aug 2004.
2. AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, p. 431-7, Apr 2002.
3. ARAÚJO, M.L.S.; VINHA, D.; TURBINO, M.L. Retenção de núcleos intracanal: variação da forma, do tratamento superficial e do agente cimentante. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v.10, n.4, p.303-7, out/dez 1996.
4. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontics posts. **J Dent**, v. 27, p. 275-8, 1999.
5. BARABAN, D. J. A simplified method for making posts and cores. **J Prosthet Dent**, v.24, n.3, p.287-97, Sept. 1970.
6. BARABAN, D. J. Immediate restoration of pulpless teeth. **J Prosthet Dent**, v.28, n.6, p.607-12, Dec. 1972.
7. BATEMAN, G.; RICKETTS, D.N.J.; SAUNDERS, W.P. Fibre-based post systems: a review. **Br Dent J**, v.195, n.1, p. 43-8, July 2003.
8. BERGMAN, B. et al. Restorative and endodontic results after treatment

\* Normas recomendadas para utilização no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referências Bibliográficas: exemplos", emanado do Conselho Superior do Sistema Integrado de Bibliotecas da USP.

with cast post and cores. **J Prosthet Dent**, v.61, n.1, p. 10-15, Jan 1989.

9. BOLHUIS, P. et al. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. **Int J Prosthodont**, v. 17, n.5, p.571-6, Sept/Oct 2004.
10. BOLHUIS, P.; GEE, A.; FELIZER, A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. **Quintessence Int**, v. 35, n.8, p.657-67, 2004.
11. BONILLA, M.E.G. **Avaliação da resistência à fratura transversal de raízes amplamente destruídas reconstruídas com núcleos**. Tese (Mestrado), Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Bauru, 2001.
12. BRECKER, S. C. **Crowns**. Philadelphia, Saunders, 1961. p.417-24.
13. BROWN, D. Fibre-reinforced materials. **Dent Update**, v.27, p.442-48, Nov 2000.
14. CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J.P. Pins and Posts – Why, when and how. **Dent Clin N Am**, v. 20, n.2, p. 299-311, Apr 1976.
15. CARVALHO, R. M. et al. Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. **Biodonto** 2004; v. 2; n. 1, p. 89.
16. CAROSSA, S. et al. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. **Int J Prosthodont**, v. 14, n.1, p. 9-14, 2001.
17. CHARLTON, G. A., A prefabricated post and core for porcelain jacket

crowns. **Brit. dent. J.**, v.119, n.10, p.452-6, Nov., 1965.

18. CHANDLER, N.P.; QUALTROUGH, A.J.E.; PURTON, D.G. Comparison of two methods for the removal of root canal posts. **Quintessence Int**, v. 34, n.7, p.534-36, 2003.
19. CHEN, D.C. et al. Effect of circumferential undercut placement in the root canal wall on the retention of a tapered post in large and small root canals. **J Dent**, v.31, p.247-52, 2003.
20. COHEN, B.I. et al. Fracture strengths of three core restorative materials supported with or without a prefabricated split-shank post. **J Prosthet Dent**, v.78, n.6, p. 560-65, Dec 1997.
21. COLMAN, H.L. Restoration of endodontically treated teeth. **Dent Clin North Am**, v. 13, n.4, p. 647-62, Oct 1979.
22. CHRISTY, J. M.; PIPKO, D. J. Fabrication of a dual-post veneer crown. **J Amer Dent Ass**, v.75, n.6, p.1419-25, Dec. 1967.
23. DEAN, J.P.; JEANSONNE, B.G.; SARKAR, N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. **J Endod**, v.24, n.12, p. 807-10, Dec 1998.
24. DRUMMOND, J.L.; BAPNA, M.S. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. **Dent Materials**, v.19, p.226-31, 2003.
25. DURNEY, E.C.; ROSEN, H. Root fracture as a complication of post design and insertion: a laboratory study. **Oper Dent**, v. 2, p. 90-96, 1977.
26. ECKERBOM, M.; MAGNUSSON, T. Restoring endodontically treated teeth: a survey of current opinions among board-certified prosthodontists and general dental practitioners in Sweden. **Int J**

- Prosthodont**, v. 14, n.3, p. 245-9, 2001.
27. FERRARI, M. et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent**, v.13, p.9B-13B, May 2000. Special issue.
  28. FOKKINGA, W.A. et al. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. **Int J Prosthodont**, v. 17, n.4, p. 476-82, 2004.
  29. FREDRIKSSON, M. et al. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent**, v.80, p. 151-7, Aug 1998.
  30. FREEMAN, M.A. et al. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. **J Endod**, v. 24, n.1, p.26-32, Jan 1998.
  31. FREILICH, et al. **Fiber reinforced composites in Clinical Dentistry**. Quintessence Books. Hong Kong. 2000. p 103.
  32. FUSAYAMA, T; MAEDA, T. Effect of pupectomy on dentin hardness. **J. dent. Res.**, v.48, n.3, p.452-60, May/June 1969.
  33. GLAZER, B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts-A prospective study. **J Can Dent Assoc**, v. 66, n.11, p.613-18, Dec 2000.
  34. GOODACRE, C.J. et al. Clinical complications in fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent**, v.90, n.1, p. 31-41, Jul 2003.
  35. HARTY, F.J.; LEGGETT, L. J. A post crown technique using a nickel-cobalt-chromium post. **Brit Dent J**, v.132, n.10, p.394-8, May 1972.
  36. HEDLUND, S.O.; JOHANSSON, N.G.; SJÖGREN, G. A retrospective

- study of pre-fabricated carbon fibre root canal posts. **J Oral Rehabil**, v.30, p.1036-40, 2003.
37. HENRY, P.J. Photoelastic analysis of post core restorations. **Aus Dent J**, v. 22, n.3, p.157-9, Jun 1977.
38. HEYDECKE, G. et al. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, p. 438-45, Apr 2002.
39. HEYDECKE, G.; PETERS, M.C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, p. 380-6, Apr 2002.
40. HU, Y. et al. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. **Quintessence Int**, v. 34, n.5, p. 349-53, 2003.
41. HUANG, T.G.; SCHILDER, H. NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endodon**, v.18, n. 5, p. 209-15, May 1992.
42. ISIDOR, F.; BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. **Int J Prosthodont**, v.5, n.3, p. 257-61, 1992.
43. ISIDOR, F.; ÖDMAN, P.; BRONDUM K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont**, v.9, n.2, p.131-6, 1996.
44. JOHNSTON, J. F. et al. **Crown and bridge prosthodontics**. 2.ed. Philadelphia, Saunders, 1965. p.531-5

45. KING, P.A.; SETCHELL, D.J. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J Oral Rehabil**, v. 17, p. 599-609, 1990.
46. KURER, P. F. Retention of post crowns. A solution of the problem. **Brit Dent J**, v.123, n.4, p167-9, 1967.
47. LASSILA, L.V.J.; NOHRSTRÖM, T.; VALLITTU, P.K. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. **Biomaterials** , v.23, p.2221-29, 2002.
48. LINDHE, L. A. The use of composites as core material in root-filled teeth. **Swed. dent. J.**, v.8, p.209-16, 1984.
49. LOVE, R.M.; PURTON, D.G. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. **J Dent**, v. 26, p. 599-602, 1998.
50. LUCAS, L.V.M.; VERRI, F.R.; MARTINS SILVA, E.M. Tratamento protético de dentes despolpados: preparos intra-radiculares e opções de restaurações. Revisão bibliográfica. **Rev regional Araçatuba APCD**, v.22, n.2, p.20-24, 2001.
51. LYONS, M. F. A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. **J Oral Rehab**, v.17, p.311-8, 1990.
52. MALQUARTI, G.; BERRUET, R.G.; BOIS, D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, v.63, n.3, p. 251-57, Mar 1990.
53. MANNOCCI, F.; FERRARI, M. WATSON, T. Intermittent loading of teeth

- restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhesive Dent**, v.2, n.1, p.153-8, 1999
54. MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T.F. Three-point bending test of fiber posts. **J Endod**, v.27, n.12, p. 758-61, Dec 2001
55. MARKLEY, M. R. Pin reinforcement and retention of amalgam foundations and restorations. **J Amer Dent Ass**, v.55, p.675-9, 1958.
56. MARTINEZ-INSSUA, A. et al.. Comparasion of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent** 1998; 80: 527- 532.
57. MATTISON, G.D. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. **J Prosthet Dent**, v.48, n.4, p. 407-11, Oct 1982.
58. MCDONALD, A.V.; KING, P.A.; SETCHELL, D.J. An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. **Int Endod J**, v. 23, n.6, p.304-12, 1990.
59. MEZZOMO, E.; MASSA, F.; LÍBERA, S.D. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. **Quintessence Int**, v. 34, n.4, p. 301-6, 2003.
60. MITSUI, F.H.O. et al. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence Int**, v. 35, n.8, p.612-6, 2004.
61. MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDÉN, L. A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. **Quintessence Int**, v.33, n.2, p. 140-9, 2002.

62. MONDELLI, J. et al. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent**, v.43, n.4, p. 419-22, Apr 1980.
63. MONDELLI, J. Técnicas restauradoras para dentes com tratamento endodôntico. *Rev Dent. Rest.* 1998; 1: 97-162.
64. MORFIS, A.S. Vertical root fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 69, p. 631-5, 1990.
65. MORGANO, S.M.; BRACKETT, S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J Prosthet Dent**, v.82, p. 643-57, Dec 1999.
66. MOYERS, R. E. **Handbook of orthodontics**. 3.ed. Chicago, YBMP, 1975. 778p.
67. NEAGLEY, R. L. The effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. **Oral Surg.**, v.28, n.5, p.739-45, Nov. 1969.
68. NISSAN, J.; DMITRY, Y; ASSIF, D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. **J Prosthet Dent**, v.86, n.3, p. 304-8, Sept 2001.
69. OTTL, P. et al. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. **J Oral Rehabil**, v. 29, p. 175-83, 2002.
70. PAO, Y.C.; REINHARDT, R.A.; KREJCI, R.F. Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth. **J Prosthet Dent**, v.57, n.3, p. 281-86, Mar 1987.
71. PAUL, S.J.; WERDER, P. Clinical success of zirconium oxide posts with

resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. **Int J Prosthodont**, v.17, n.5, p.524-8, Sep/Oct 2004.

72. PEGORARO, L.F. Núcleos. In: PEGORARO, L.F. et al.. **Prótese Fixa**. São Paulo. Ed Artes Médicas, 1998; 85- 110.
73. PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v. 23, p. 2667-82, 2002.
74. PEREL, M. L.; MUROFF, F. I. Clinical criteria for posts and cores. **J Prosthet Dent**, v.28, n.4, p.405-11, Oct. 1972.
75. PETERS, M.C.R.B. et al. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. **J Dent Res**, v.62, n.6, p. 760-63, Jun 1983.
76. PLASMANS, P.J.J.M. et al. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. **J Endod**, v. 12, n.9, p.382-87, Sept 1986.
77. PONTIUS, O.; HUTTER, J.W. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. **J Endod**, v.28, n.10, p. 710-5, Oct 2002.
78. PURTON, D.G.; CHANDLER, N.P; QUALTROUGH, A.J.E. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. **Quintessence Int**, v. 34, n.5, p. 366-69, 2003.
79. PURTON, D.G.; LOVE, R.M. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. **Int Endod J**, v.29, p.262-5, 1996.
80. PURTON, D.G.; PAYNE, J.A. Comparison of carbon fiber and stainless

- steel root canal posts. **Quintessence Int**, v. 27, n.2, p.93-97, 1996.
81. QUALTROUGH, A.J.E.; CHANDLER, N.P.; PURTON, D.G. A comparison of the retention of tooth-colored posts. **Quintessence Int**, v. 34, n.3, p.199-201, 2003.
82. ROBBINS, J.W. Restoration of the endodontically treated tooth. **Dent Clin N Am**, v. 46, p.367-84, 2002.
83. ROSEN, H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.11, p.973-86, 1961.
84. ROSIN, M. et al. The influence of surface configuration on the retention of posts designed for use with a cast-on technique. **Quintessence Int**, v. 32, n.2, p.119-30, 2001.
85. ROSIN, M. et al. G. Effects of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. **J Dent**, v. 28, p.577-82, 2000.
86. ROSSETI, P. H. O. **Influência da aplicação de ciclagem com cargas dinâmicas na microinfiltração marginal em coroas metalocerâmicas cimentadas com três tipos de cimentos**. Bauru 2003. 168p. Tese (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru , Universidade de São Paulo .
87. RUSSI, S.; LEONARDI, P. Verificação radiográfica de alguns princípios relacionados às coroas com pino. **Rev. Fac. Farm. Odont. Araraquara**, v.2, p.161-8, 1968.
88. SABBAGH, J.; VREVEN , J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent Materials**, v.18, p.64-71, 2002.
89. SAUPE, W.A.; GLUSKIN, A.H.; RADKE, R.A. 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**, v. 27, n. 7, p. 483-91, 1996.
90. SEDGLEY, C.M.; MESSER, H.H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J Endod**, v.18, n.7, p. 332-5, Jul 1992.
91. SEGAT, L. The restoration of non-vital teeth. **J Mich Dent Ass**, v.44, p.254-9, 1962.
92. SHEETS, C. E. Dowel and core foundations, **J Prosthet Dent**, v.23, n.1, p.58-65, Jan. 1970.
93. SHILLINBURG JUNIOR, H. T.; FISCHER, D. W.; DEWHIRST, R. B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J Prosthet Dent**, v.24, n.4, p.401-9, Oct. 1970.
94. SICKELMORE, F. A. Post crows – some weakness. **Brit Dent J**, v.107, p.306-8, 1959.
95. SIDOLI, G.E.; KING, P.A.; SETCHELL, D.J. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J Prosthet Dent**, v.78, n.1, p.5-9, Jul 1997.
96. SILVERSTEIN, W. H. The reinforcement of weakened pulpless teeth. **J Prosthet Dent**, v.14, p.372-81, 1964.
97. SIRIMAI, S.; RIIS, D.N.; MORGANO, S.M. 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**, v.81, n.3, p. 262-9, Mar 1999.
98. SIVERS, J.E.; JOHNSON, T.W. Restoration of endodontically treated

- teeth. **Dent Clin N Am**, v. 36, n.3, p. 631-50, Jul 1992.
99. SORENSEN, J.A.; ENGLEMAN, M.J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.63, n.5, p. 529-35, May 1990.
100. SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Clinical significant factors in dowel design. **J Prosthet Dent**, v.52, n.1, p.28-35, July 1984.
101. SPALTEN, R. G. Composite resin to restore mutilate teeth. **J Prosthet Dent**, v.25, n.3, p.323-6, Mar. 1971.
102. STANDLEE, J.P. et al. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg**, v.33, n.6, p.952-60, Jun 1972.
103. STANDLEE, J.P.; CAPUTO, A.A; HANSON, E.C. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. **J Prosthet Dent**, v.39, n.4, p. 401-5, Apr 1978.
104. STANDLEE, J. P.; COLLARD, E. W.; CAPUTO, A. A. Dentinal defects caused by some twist drills and retentive pins. **J Prosthet Dent.**, v.24, n.2, p.185-92, Aug. 1970
105. STEWARDSON, D.A. Non-metal post systems. **Dent Update**, v.28, p.326-36, Sept 2001.
106. TJAN, A.H.L. NEMETZ, H. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with an adhesive composite resin cement. **Quintessence Int**, v.23, n.12, p. 839-44, 1992.
107. TRABERT, K.C. et al. Restauração de dentes tratados endodonticamente e preparação para dentaduras sobrepostas. In: INGLE, J. **Endodontia**. Rio de Janeiro. Ed Guanabara, 1985; 689-706.

108. TYLMAN, S. D.; TYLMAN, S. G. **Theory and practice of crown and bridge prosthodontics**. St. Louis, Mosby, 1960. p.740-83.
109. VALLE, A. L. **Avaliação do desajuste vertical, resistência à tração e compressão de núcleos metálicos fundidos, cimentados com cimentos de fosfato de zinco e resinoso em condutos tratados ou não com ácido fosfórico**. Bauru 2000. 191p. Tese (Livre-Docência) – Faculdade de Odontologia de Bauru , Universidade de São Paulo .
110. VICHI, A.; FERRARI, M.; DAVIDSON, C.L. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. **J Prosthet Dent**, v.83, p.412-7, Apr 2000.
111. VICHI, A.; GRANDINI, S.; FERRARI, M. Clinical procedure for luting glass-fiber posts. **J Adhesive Dent**, v.3, n.4, p. 353-9, 2001.
112. WEINE, F.S. et al. The use of standardized tapered plastic pins in post and core fabrication. **J Prosthet Dent**, v.29, n.3, p. 542-48, May 1973.
113. WISKOTT, H.W.A.; NICHOLLS, J.I. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v.8, n.2, p.105-16, 1995.
114. XU, H.H.K. et al. Continuous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations. **Dent Materials**, v.19, p.523-30, 2003.
115. YAP, A.U.J.; TEOH, S.H. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. **J Oral Rehabil**, v. 30, p. 171-7, 2003.

*Abstract*

---

## **ABSTRACT**

### **Influence of Coronal Remainder in Pulpless Teeth Restored with Carbon Fiber Post and Cast Crown Submitted to Cyclical Load and Resistance to Fracture**

The relevance of coronal remainder in the resistance to fracture after cyclical load in endodontically treated teeth, restored with carbon fiber post, filling core of composite resin and total metallic crown was evaluated. Sixty upper canine teeth with similar dimensions were selected, being endodontic treatment performed. The teeth were placed in self curing acrylic resin matrices and prepared in a standardized way, being always conditioned in physiological solution at room temperature. The teeth were divided into six groups of 10 specimens: Group I (negative control) - no coronal remainder with cast core post in a copper-aluminum alloy; Group II - no remainder with a carbon fiber post; Group III - 1,0 mm remainder with a carbon fiber post; Group IV - 2,0 mm remainder with a carbon fiber post; Group V - 3,0 mm remainder with a carbon fiber post; Group VI (positive control) - 6,0 mm remainder with no post. All groups received nickel-chrome cast metallic crowns. The carbon fiber post, cast core post and metallic crowns were cemented with a dual resinous cement. The specimens were taken to the dynamic cycling machine so that 250,000 cycles with a 30 N load and a 2,0 Hz frequency could be performed, applied to the crown's palatal surface, in a 135° angle. The specimens which did not present failure for fatigue were taken to the Universal Testing Machine for the fracture

resistance test in a 135° and 0,5 mm/min speed. The fracture resistance values were: Group I - 104,37 Kgf; Group II - 102,88 Kgf; Group III - 131,89 Kgf; Group IV - 131,55 Kgf; Group V - 128,10 Kgf; and Group VI - 161,44 Kgf. Result analysis was performed with the Variance Analysis test (ANOVA) at one criterion and the Tukey test ( $p < 0,05$ ). Groups I and II, with no remainder, were statistically equal and inferior to Group VI. Groups III, IV, V and VI, with remainder, did not present a statistical difference. The samples with a favorable repair were: Group I -100%; Group II - 80%; Group III - 50%; Group IV - 40%; Group V - 40%; Group VI- 50%. The presence of coronal remainder increased the resistance to fracture, and for the teeth with no remainder, the cast core post and the carbon fiber post were similar.

# *Apêndice*

---

## Apêndice 1 – Comitê de Ética em Pesquisa



**Universidade de São Paulo**  
**Faculdade de Odontologia de Bauru**  
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73  
PABX (0XX14)235-8000 – FAX (0XX14)223-4679

*Comitê de Ética em Pesquisa*

*Processo nº 150/2002*

Bauru, 31 de março de 2003

Senhor Professor,

Informamos que após o envio da documentação pendente, o projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê denominado "**Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de carbono variando-se a quantidade de remanescente coronário**", de autoria de Jonas Alves de Oliveira, que será desenvolvido sob sua orientação, foi **APROVADO**, em reunião deste comitê realizada em 26 de março de 2003.

Comunicamos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para a publicação do trabalho.

Atenciosamente,

  
Profª Drª Ana Lúcia Alvares Capelozza  
Coordenadora

Ilmº Sr. Prof. Dr. **Accácio Lins do Valle**  
DD. Docente do Departamento de Prótese

## Apêndice 2 – Alteração de título autorizada pelo Comitê de Ética em Pesquisa



**Universidade de São Paulo**  
**Faculdade de Odontologia de Bauru**  
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73  
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

*Comitê de Ética em Pesquisa (3235-8356)*

*Of.nº CEP/7 2005/FOB*

*Of.CEP-Proc. Nº 150/2002*

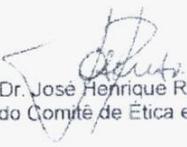
Bauru, 04 de março de 2005.

Senhor Professor,

Conforme sua solicitação referente a modificação de título do trabalho de pesquisa aprovado em 26 de março de 2003, intitulado "*Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de carbono variando-se a quantidade de remanescente coronal*" de autoria do CD. Jonas Alves de Oliveira, desenvolvido sob orientação, informamos que após análise autorizamos a alteração para o título "*Influência do remanescente coronário em dentes despulpados restaurados com pino de fibra de carbono e coroa metálica submetidos à carga cíclica e resistência à fratura*", considerando não ter modificado a metodologia proposta.

Lembramos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para a publicação do trabalho.

Atenciosamente,

  
Prof. Dr. José Henrique Rubo  
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilmº Sr. Prof. Dr. Accácio Lins do Valle  
DD. Docente do Departamento de Prótese

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)