



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Cristina do Amparo Resende
Cirurgiã - Dentista**

INFLUÊNCIA DA ALTURA DO REMANESCENTE CORONÁRIO, DO TIPO DE
RETENÇÃO INTRA-RADICULAR E DO TIPO DE COROA TOTAL NA RESISTÊNCIA
E MODO DE FRATURA DE RAÍZES BOVINAS.

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas,
como parte dos requisitos para obtenção do Título
de Doutora em Clínica Odontológica.**

Área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins.

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares.

Piracicaba

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

R311i	Resende, Cristina do Amparo. Influência da altura do remanescente coronário, do tipo de retenção intra-radicular e do tipo de coroa total na resistência e modo de fratura de raízes bovinas. / Cristina do Amparo Resende. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007. Orientadores: Luis Roberto Marcondes Martins, Carlos José Soares. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Dente não vital. 2. Coroas. 3. Técnica para retentor intra-radicular. 4. Força compressiva. I. Martins, Luis Roberto Marcondes. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título. (mg/fop)
-------	--

Título em Inglês: Influence of coronal tooth structure, type of intraradicular retention and total crown on fracture strength and mode of failure of bovine roots
Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Tooth, nonvital. 2. Crows. 3. Post and core

technique. 4. Compressive strength

Área de Concentração: Dentística

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Luis Roberto Marcondes Martins, Silvio José Mauro, Paulo Sérgio Quagliato, Lourenço Corrêa Sobrinho, Luis Alexandre Maffei Sartini Paulillo

Data da Defesa: 24-09-2007

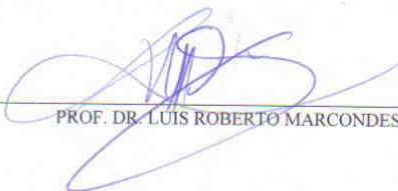
Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



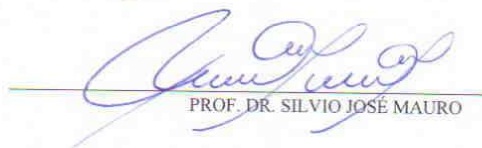
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



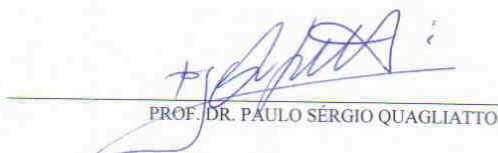
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 24 de Setembro de 2007, considerou a candidata CRISTINA DO AMPARO RESENDE aprovada.



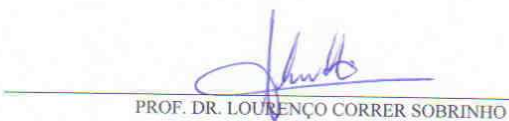
PROF. DR. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS



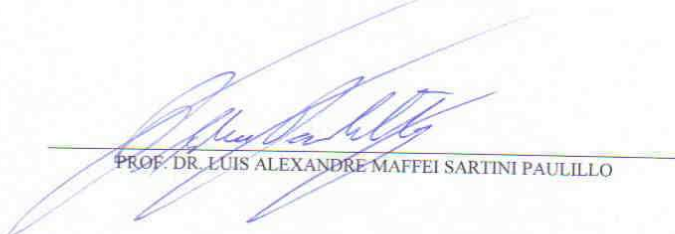
PROF. DR. SILVIO JOSÉ MAURO



PROF. DR. PAULO SÉRGIO QUAGLIATTO



PROF. DR. LOURENÇO CORRÊA SOBRINHO



PROF. DR. LUIS ALEXANDRE MAFFEI SARTINI PAULILLO

DEDICO ESSA TESE

A Deus, nosso pai eterno... Por estar sempre no meu caminho...

Aos Meus pais, Maurício e Vera pelos ensinamentos e pela base de tudo que sou, a nossa família... Sem o apoio incondicional de vocês nada teria sido possível... O meu eterno Obrigada!

A Minha Alma Gêmea Ana Paula e Meu Irmão Maurício, pela infância alegre que tivemos... Pelo incentivo e apoio, por estarmos juntos, mesmo estando distantes... **A Minha Cunhada Camilla**, minha segunda irmã...

Aos meus sobrinhos Alexandre, Augusto e Victor Hugo e Giovanni pelos momentos de alegria e pela energia contagiante da infância...

Ao Meu esposo Luiz Humberto pelo amor, apoio, carinho e dedicação...
Pelo novo sentido que deu à minha vida!

AGRADEÇO ESPECIALMENTE

A Deus.

Para aqueles que ficam, às vezes para baixo, essa mensagem é esclarecedora.

Nasceste no lar que precisavas,
vestiste o corpo físico que merecias,
moras onde melhor Deus te proporcionou,
de acordo com teu adiantamento.

Possuis os recursos financeiros coerentes com as tuas necessidades, nem mais,
nem menos, mas o justo para as tuas lutas terrenas.

Teu ambiente de trabalho é o que elegeste espontaneamente para a tua realização.

Teus parentes, amigos são as almas que atraíste,
com tua própria afinidade.

Portanto, teu destino está constantemente sob teu controle.

Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís, buscas, expulsas, modificas tudo aquilo
que te rodeia a existência.

Teus pensamentos e vontade são a chave de teus atos e atitudes...

São as fontes de atração e repulsão na tua jornada e vivência.

Não reclames nem te faças de vítima.

Antes de tudo, analisa e observa.

A mudança está em tuas mãos.

Reprograma tua meta.

Busca o bem e viverás melhor.

Embora ninguém possa voltar atrás e

fazer um novo começo,

qualquer um pode começar agora e fazer um Novo Fim.

Benção do Chico.

Mensagem de Chico Xavier.

E

Ao Meu Orientador **Professor Dr. Luis Roberto Marcondes Martins**, pela confiança depositada, pelo exemplo profissional e de vida que você é. Com você aprendi a respeitar e ser respeitada e principalmente aprendi que não podemos ter medo de lutar para ser feliz, devemos vencer nossos obstáculos, pois Deus sempre está do nosso lado...

E aos Amigos, **Beto** e **Suzy**, pela confiança e pelo carinho, pela tranquilidade e liberdade que me passaram ao desenvolver este trabalho. Tenho em você Beto, um grande exemplo de sabedoria. Eu lhe agradeço eternamente por tudo que me permitiu realizar.

AGRADECIMENTOS

- A Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa do Prof. Dr. **Francisco Haiter Neto** (Diretor), e Prof. Dr. **Marcelo de Castro Meneghim** (Diretor Associado) e todos os funcionários da Instituição;
- Ao Coordenador dos cursos de Pós-Graduação da Unicamp, Prof. Dr. **Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**;
- A Coordenadora dos cursos de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Profa. Dra. **Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**;
- Aos Professores da Área de Dentística, **Luís Roberto Marcondes Martins, José Roberto Lovadino, Marcelo Gianinni, Luís André Freire Pimenta, Giselle Maria Marchi Baron e Luís Alexandre M. S. Paulillo**, pelos ensinamentos e engrandecimento de meus conhecimentos teóricos e práticos.
- Ao Meu Co-Orientador, **Carlos José Soares**, por ter novamente me recebido de braços abertos para realização de meu Projeto de Tese.
- A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, **FAPESP** e Ao Fundo de Apoio Ao Ensino, à Pesquisa e à Extensão, **FAPEX** pelo Auxílio à Pesquisa destinado à execução da fase experimental do Projeto de Pesquisa.
- As Empresas, **3M do Brasil e Angelus** pelo incentivo à Pesquisa, através da doação de alguns dos materiais.

Agradecimentos

- Aos Meus **Familiares**, pelo amor e carinho imprescindíveis em todos os momentos de minha vida... Na corrida pelo crescimento profissional nos deparamos com momentos difíceis em que acabamos sacrificando o convívio com as pessoas que mais amamos... Mas o resultado deste sacrifício faz valer a pena o que passamos... Com toda a certeza a família é a base de todas as nossas realizações!
- A Minha Avó **Ana** pelas orações.
- A Minha Nova Família "**Pacheco Salgado**" pela convivência maravilhosa e pela grande torcida que sei que todos fizeram por mim!
- A Minha irmã **Ana Paula** e ao Meu esposo **Luiz Humberto**, pelo auxílio significativo na parte experimental do projeto.
- A Minha Eterna Amiga, **Ana Flávia Pina Ferreira**, pelas palavras de apoio nos momentos difíceis.
- A **Escola Técnica de Prótese** da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia na pessoa do Prof. **Paulo César Simamoto Júnior** pela confecção dos núcleos metálicos fundidos;
- Ao Protético e Cirurgião-Dentista **Guilherme** e Auxiliar **Daniela** pelo apoio na confecção das coroas totais.
- Aos Colegas e Amigos da Pós Graduação pela convivência e pelo grande aprendizado de vida.
- A Minha Nova Família de Coração (**Fernandinha, Paula, Lea, Adailton e Melissa**) pela amizade e solidariedade em todos os momentos...

Agradecimentos

Certamente eu nem ousaria encontrar palavras que pudessem expressar o quanto foi maravilhoso e importante ter conhecido vocês. Essa Vitória é nossa!!!

- Ao Funcionário da Dentística, **Sr. Pedro, Mônica e Fernandinha** e a **Érica** da Pós-Graduação, sempre presentes e prontos a ajudar... Dispostos a encontrar soluções para todos os problemas... Obrigada!

- Aos Professores da Área de Materiais Dentários, **Lourenço Correr Sobrinho, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Simonides Consani e Mário Fernando de Góes** pela prestação de esclarecimentos e por disponibilizarem o laboratório para realização de Projetos de Pesquisa.

- Aos **Colegas de Graduação e Pós-Graduação e Professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, pela troca de conhecimentos e pelos momentos de convivência.

- A Profa. **Gláucia Maria Bovi Ambrosano** pela análise estatística dos resultados.

- A **"Família Perfil"** pela troca de conhecimentos e pela boa convivência no ambiente de trabalho e especialmente a Eneida pela confiança e oportunidade que me foi dada.

Perdoem-me, se na correria acabei me esquecendo de alguém...

Certamente vocês saberão me entender e acreditam na importância que
cada um tem para mim...

A VIAGEM

Dia desses, li um livro
que comparava a vida a uma viagem de trem.
Uma comparação extremamente interessante, quando bem interpretada. Interessante, porque
nossa vida é como uma viagem de trem,
cheia de embarques e desembarques,
de pequenos acidentes pelo caminho,
de surpresas agradáveis com alguns embarques
e de tristezas com os desembarques...

Quando nascemos, ao embarcarmos nesse trem, encontramos duas pessoas que, acreditamos
que farão conosco a viagem até o fim: nossos pais.

Não é verdade. Infelizmente, em alguma estação, eles desembarcam, deixando-nos órfãos de
seu carinho, proteção, amor e afeto.

Mas isso não impede que, durante a viagem, embarquem pessoas interessantes que virão ser
especiais para nós: nossos irmãos, amigos e amores.

Muitas pessoas tomam esse trem a passeio. Outras fazem a viagem experimentando somente
tristezas. E no trem há, também, outras que passam de vagão em vagão, prontas para ajudar
quem precisa.

Muitos descem e deixam saudades eternas. Outros tantos viajam no trem de tal forma que,
quando desocupam seus assentos, ninguém sequer percebe.

Curioso é considerar que alguns passageiros que nos são tão caros acomodam-se em vagões
diferentes do nosso. Isso nos obriga a fazer essa viagem separados deles. Mas isso não nos
impede de, com grande dificuldade, atravessarmos nosso vagão e chegarmos até eles. O difícil é
aceitarmos que não podemos sentar ao seu lado, pois outra pessoa estará ocupando esse lugar.

Essa viagem é assim: cheia de atropelos, sonhos, fantasias, esperas, embarques e
desembarques. Sabemos que esse trem jamais volta.

Façamos essa viagem da melhor maneira possível, tentando manter um bom relacionamento com todos, procurando em cada um o que tem de melhor, lembrando sempre que, em algum momento do trajeto poderão fraquejar, e, provavelmente, precisaremos entender isso. Nós mesmos fraquejamos algumas vezes. E, certamente, alguém nos entenderá.

O grande mistério é que não sabemos em qual parada desceremos.

E fico pensando: quando eu descer desse trem sentirei saudades? Sim. Deixar meus filhos viajando sozinhos será muito triste. Separar-me dos amigos que nele fiz, do amor da minha vida, será para mim dolorido.

Mas me agarro na esperança de que, em algum momento, estarei na estação principal, e terei a emoção de vê-los chegar com sua bagagem, que não tinham quando embarcaram.

E o que me deixará feliz é saber que, de alguma forma, eu colaborei para que essa bagagem tenha crescido e se tornado valiosa.

Agora, nesse momento, o trem diminui sua velocidade para que embarquem e desembarquem pessoas. Minha expectativa aumenta, à medida que o trem vai diminuindo sua velocidade...

Quem entrará? Quem sairá? Eu gostaria que você pensasse no desembarque do trem, não só como a representação da morte, mas, também, como o término de uma história, de algo que duas ou mais pessoas construíram e que, por um motivo ínfimo, deixaram desmoronar.

Fico feliz em perceber que certas pessoas como nós, têm a capacidade de reconstruir para recomeçar. Isso é sinal de garra e de luta, é saber viver, é tirar o melhor de "todos os passageiros".

Agradeço muito por você fazer parte da minha viagem, e por mais que nossos assentos não estejam lado a lado, com certeza, o vagão é o mesmo.

autor desconhecido.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de raízes bovinas tratadas endodonticamente e restauradas com diferentes retenções intra-radiculares variando-se o tipo de material da coroa total, na presença e ausência do remanescente coronário. Duzentas raízes com dimensões padronizadas foram divididas aleatoriamente em 20 grupos experimentais (n=10) nos seguintes tratamentos: retenções: pino de fibra de vidro (PFV), pino de fibra de vidro reembasado (PFVR), fibra de polietileno (FP), preenchimento do canal com resina composta (RC) e núcleo metálico fundido (NMF); remanescente: ausente ou com 2 mm de altura; coroa total: cerômero ou cerâmica pura. As coroas totais foram cimentadas com cimento resinoso e as raízes foram fixadas em resina poliestirênica, simulando-se o ligamento periodontal com material de moldagem à base de poliéter. As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão, sob um ângulo de 135° a 0,5 mm/min até ocorrer a falha. Os resultados (ANOVA / Tukey $\alpha=0,05$) demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os tipos de pinos ($p=0,0058$), sendo os grupos restaurados com PFVR e RC apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com PFV e PF, e os grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram os menores valores, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com PFV e PF. Para os tipos de coroa total ($p<0,0001$), os grupos restaurados com coroas em cerômero apresentaram maiores valores de resistência à fratura em relação aos grupos restaurados com coroas em cerâmica pura. Os grupos restaurados com fitas de fibra de polietileno mais frequentemente apresentaram padrão de fratura favorável, enquanto os restaurados apenas com resina composta apresentaram padrão de fratura desfavorável, seguidos dos núcleos metálicos fundidos. Para os tipos de coroa total, os grupos restaurados com coroas em cerâmica pura mais

frequentemente apresentaram padrão de fratura favorável quando comparados aos grupos restaurados com cerômero, sendo que o mesmo ocorreu para os grupos sem remanescente coronário, quando comparados aos grupos com 2 mm de remanescente.

Palavras-chave: Dente não vital; Técnica para Retentor Intra-Radicular; Coroas; Força Compressiva.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the fracture strength of bovine roots endodontically treated and restored by different intraradicular retention varying the type of material of the total crown, in presence or absence of the coronal tooth structure. Two hundred roots with standardized dimensions was divided randomly into 20 experimental groups (n=10) in the following treatments: retentions: fiber glass post, (PFV), relined fiber glass post (PFVR), polyethylene fiber ribbon post (FP), filling of root with composite resin (RC) and cast post and core (NMF); coronal remainder: absence or presence of 2 mm of coronal structure height; total crown: ceromer or all ceramic crown. Total crowns were luted with resin cement and the roots were fixed in resin blocks and artificial periodontal ligament was simulated with casting material made of polyether. The specimens were submitted to compressive strength test at 135° and 0,5 mm/min until fracture occurred. The results (ANOVA/Tukey $\alpha=0,05$) showed that it had statistical significant difference among the types of retentions ($p=0,0058$), being the groups restored with PFVR and RC showed the higher failure loads, not differing statistically from groups restored by PFV and PF, and the groups restored by cast post and core showed lower failure loads, not differing statistically from groups restored by PFV and PF. For the types of total crown ($p<0.0001$), the groups restored by ceromer crowns showed higher failure loads than did groups restored by all ceramic crowns. The groups restored by polyethylene fiber ribbon post more frequently showed favorable failure modes, while the restored ones only by composite resin showed unfavorable failure modes, followed by cast post and core. For the types of total crown, the groups restored by all ceramic crowns more frequently showed favorable failure modes than did groups restored with ceromer crowns, being that the same it occurred for the groups without

Abstract

coronal tooth structure, when compared to the groups with 2 mm of coronal structure height.

Key Words: Tooth, Nonvital; Post and Core Technique; Crowns; Compressive Strength.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	7
2.1 – Propriedades dos dentes tratados endodonticamente	7
2.2 – A utilização de dentes bovinos	12
2.3 – As retenções intra-radiculares	15
2.4 – O ligamento periodontal	67
3 PROPOSIÇÃO	69
4 MATERIAIS E MÉTODO	71
4.1 – Materiais	71
4.2 – Método	72
4.2.1 – Delineamento experimental	72
4.2.2 – Execução do projeto piloto	72
4.2.3 – Seleção e obtenção das dimensões dos dentes	72
4.2.4 – Grupos experimentais	73
4.2.5 – Seleção e padronização das raízes	74
4.2.6 – Preparo e obturação dos canais radiculares	75
4.2.7 – Inclusão dos dentes em resina poliestirênica	76
4.2.7.1 – Cobertura das raízes com cera	76
4.2.7.2 – Inclusão dos dentes	77
4.2.8 – Preparos protéticos	79
4.2.9 – Desobturação radicular	80
4.2.10 – Preparo das amostras dos grupos com núcleos metálicos fundidos	81
4.2.11 – Preparo das amostras dos grupos com pinos de fibra de vidro	83
4.2.12 – Preparo das amostras dos grupos com pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta (pinos anatômicos)	84
4.2.13 – Preparo das amostras dos grupos com fibra de polietileno	85
4.2.14 – Preenchimento dos canais radiculares com resina composta	86
4.2.15 – Moldagem dos preparos e obtenção dos modelos em gesso	88

Sumário

4.2.16 – Confecção das coroas totais	88
4.2.17 – Cimentação das coroas totais	89
4.3 – Ensaio de resistência à fratura	90
4.4 – Análise do padrão de fratura	91
5 RESULTADOS	93
6 DISCUSSÃO	101
7 CONCLUSÃO	119
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121
ANEXOS	139

1 – INTRODUÇÃO

A procura por procedimentos estéticos na área Odontológica tem promovido constante desenvolvimento dos materiais dentários, bem como das técnicas restauradoras (Pizi, 2003). Conseqüentemente existe crescente demanda por restaurações livres de metal e pinos intra-radulares e núcleos que não interfiram no resultado estético final da restauração (Newman *et al.*, 2003).

Dentes com grande perda de estrutura dentária comumente necessitam de tratamento endodôntico, o que leva, na maioria das vezes, à utilização de retenções intra-radulares e núcleos de preenchimento para reter a restauração final (Ferrari *et al.*, 2000b; Barnabé, 2003; Iglesia-Puig & Arellano-Cabornero, 2004). A função do núcleo é, basicamente, prover suporte para a prótese, a qual irá substituir a estrutura coronária perdida (Trope *et al.*, 1985; Mitsui *et al.*, 2004).

Restaurar esses dentes tem sido um grande desafio para os cirurgiões-dentistas, devido à grande quantidade de materiais e técnicas disponíveis, tornando difícil a tarefa de selecionar a melhor opção de tratamento, visando maior longevidade clínica (Carlini, 1999).

O advento da técnica de tratamento endodôntico possibilitou a utilização de forma mais eficaz de pinos intra-radulares que eram indicados para reforçar a estrutura dental enfraquecida pelos procedimentos executados durante o tratamento químico-mecânico dos canais radulares. Porém, sabe-se hoje que não ocorre aumento da resistência à fratura do elemento dental (Guzy & Nicholls, 1979; Trope *et al.*, 1985; Carlini, 1999) e ainda, que grande quantidade de falhas clínicas, dentre elas a fratura do remanescente, pode estar relacionada à presença de pinos intra-radulares. Assim, faz-se necessário o desenvolvimento de

técnicas e materiais capazes de promover, concomitantemente, retenção do material restaurador e resistência ao remanescente dental.

Os núcleos metálicos fundidos associados às coroas protéticas vêm sendo utilizados para a resolução de casos em que após o tratamento endodôntico, o remanescente coronário não permite a indicação isolada de restauração direta ou indireta. Apresentam como vantagem longo tempo utilização, possibilitando bom controle clínico, podendo ser indicados para dentes com canais radiculares amplos, dentre outras situações clínicas (Grundy & Glyn Jones, 1981; Hunter & Flood, 1989); entretanto, a literatura demonstra algumas limitações associadas com esta técnica (Barnabé, 2003; Mitsui *et al.*, 2004).

A quantidade de estrutura coronária remanescente dita o tipo de retenção intra-radicular que deve ser usada. Se após o preparo para a restauração final, um remanescente maior do que 1,5 mm permanece intacto na porção coronária, pode-se optar por sistemas de pinos pré-fabricados associados aos núcleos de preenchimento (Sorensen & Engelman, 1990; Smiyh *et al.*, 2000; Fernandes & Dessai, 2001; Fernandes *et al.*, 2003). O abraçamento desse remanescente por um colar metálico é denominado efeito fêrula (Eissman & Radke, 1987). No entanto, alguns autores (Libman & Nicholls, 1995; Morgano & Brackett, 1999; Smiyh *et al.*, 2000; Fernandes & Dessai, 2001; Fernandes *et al.*, 2003) acreditam que se a perda horizontal é acentuada, e o efeito fêrula não pode ser criado, existem poucas alternativas para reconstrução deste, levando ao inexorável uso dos núcleos metálicos fundidos. Estes têm sido referidos como padrão de comparação entre as retenções intra-radiculares, decorrentes de suas altas taxas de sucesso clínico (Torbjörner *et al.*, 1995; Goodacre *et al.*, 2003). O índice de sucesso, aliado às técnicas de confecção de coroas de porcelana com infra-estrutura opaca, garante tranquilidade ao cirurgião dentista quando opta por esta alternativa para restauração de dentes tratados endodonticamente.

Inicialmente, como alternativa aos pinos fundidos, foram indicados os pinos pré-fabricados de confecção direta de aço inoxidável e titânio (Stockton, 1999). Em seguida, os pinos de zircônia e fibras de carbono (Manocci *et al.*, 1998) passaram a ser indicados, e posteriormente, os pinos de fibra de vidro (Nash & Leinfelder, 1998) em associação com cimentos adesivos e núcleos de preenchimento em resina composta ou ionômero de vidro (Manocci *et al.*, 1999; Cordeiro, 2003).

Devido à associação de compósitos odontológicos e adesivos dentinários para confecção do núcleo de preenchimento, os pinos pré-fabricados permitem maior preservação de estrutura dental coronária (Brandal, *et al.*, 1987; Cohen *et al.*, 1997) e adequadas propriedades mecânicas (Chang & Millstein, 1993; Anusavice, 1996; Reagan *et al.*, 1999). Suas desvantagens são a limitada resistência mecânica do núcleo de preenchimento, a falta de adaptação ao terço cervical do canal radicular e a escassez de estudos que comprovem sua eficácia e avaliem sua longevidade clínica (Morgano, 1996).

Na década de 90, foi sugerida a utilização de fibras de polietileno para confecção de retenções intra-radiculares diretamente no canal (Miller, 1993; Karna, 1996; Freilich *et al.*, 2000). Diversos ensaios laboratoriais e estudos clínicos (Miller, 1993; Karna, 1996; Kimmel, 2000; Kaiser 2003; Newman, 2003) indicaram que esta forma de reconstrução de dentes despolpados apresenta comportamento mecânico e padrão de fratura similar ao de pinos de fibras pré-fabricados, podendo ser bem aplicada em dentes com canais amplos. São mais indicadas as fibras de polietileno com tratamento superficial por plasma de gás frio, que permite união química às resinas compostas (Íñiguez, 2000; Miller, 1993; Galhano *et al.*, 2005) e com arquitetura entrelaçada, que possibilita reforço multidirecional da resina e

melhor distribuição da tensão (Karna, 1996; Kimmel, 2000; Freilich *et al.*, 2000; Kaiser, 2003; Miller, 1993).

Com o advento da utilização de pinos pré-fabricados metálicos e núcleos de preenchimento em resina composta (Morgano & Brackett, 1999; Fernandes & Dessai, 2001; Fernandes *et al.*, 2003) muitos esforços têm sido feitos para comparar o desempenho dessa técnica com a dos núcleos metálicos fundidos. A análise de estudos clínicos e laboratoriais, envolvendo estes sistemas, revela estreita semelhança nos resultados dos critérios avaliados (Yaman & Thorsteinsson, 1992; Torbjörner *et al.*, 1995; Dean *et al.*, 1998; Isidor *et al.*, 1999; Smiyh *et al.*, 2000; Fernandes & Dessai, 2001; Akkayan & Gülmez, 2002; Fernandes *et al.*, 2003; Qualtrough & Mannocci, 2003).

A associação de núcleos em resina composta e retentores intra-radiculares pode resultar em uma dentina artificial (Martins, 1995), promovendo substrato adequado para receber restaurações indiretas (Soares *et al.*, 2005). Este conjunto torna-se uma alternativa para reabilitar raízes debilitadas severamente danificadas por cáries, trauma, problemas congênitos e reabsorção interna (Martins *et al.*, 1995; Newman *et al.*, 2003).

Para restauração final do elemento dentário, durante muito tempo, as coroas metalocerâmicas prevaleceram como opção de tratamento e, ainda são bastante utilizadas (Bello & Jarvis, 1997; Rammelsberg *et al.*, 2000). Pelo fato de haver necessidade da utilização de material opaco para mascarar o metal, a estética pode ficar prejudicada, sendo outra desvantagem, a linha acinzentada em margens gengivais finas (Bello & Jarvis, 1997). Com o desenvolvimento das técnicas adesivas e a demanda por procedimentos estéticos, a cerâmica passou a ser utilizada sem reforço metálico de restaurações parciais, totais e em prótese fixas de pequena extensão (Campos, 2005). A boa aceitação das coroas em

cerâmica se deve à sua melhor adaptação, resistência ao desgaste e à fratura e estética superior quando comparadas as coroas metalocerâmicas (Anusavice, 1997). A cerâmica possui alto módulo de elasticidade e conseqüentemente, alta friabilidade; entretanto, após cimentada, apresenta alta resistência à fratura (Strub & Beschnidt, 1998). Apesar disto, é considerada a restauração mais susceptível à fratura na entre as restaurações estéticas livres de metal (Bello & Jarvis, 1997).

As coroas em cerômero sem infra-estrutura metálica têm sido consideradas como alternativas às coroas metalocerâmicas (Rammelsberg *et al.*, 2000). Os cerômeros são materiais à base de Bis-GMA (Bisfenol-A glicildimetacrilato) com adição de metacrilatos multifuncionais (Rammelsberg *et al.*, 2000), maior quantidade de carga e processo de polimerização em laboratório que possibilita maior conversão monomérica, tornando-o mais resistente que as resinas compostas convencionais (McLaren *et al.*, 1999). Seu módulo de elasticidade é menor que o da cerâmica, o que o torna menos friável (Koczarski, 1998). Algumas dificuldades em relação aos cerômeros são, a resistência ao desgaste, manutenção do polimento e manchamento devido à sorção de água. (McLaren *et al.*, 1999).

Considerando a gama de materiais e técnicas disponíveis para reconstrução de elementos com grande perda de estrutura coronária, o propósito deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de raízes bovinas na presença ou ausência de remanescente coronário, mediante à associação de diferentes materiais e técnicas, visando encontrar a melhor combinação que favoreça o comportamento do elemento dental.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – PROPRIEDADES DOS DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Graças à terapia endodôntica muitos elementos dentais que antes eram extraídos por falta de alternativas hoje podem ser preservados, mesmo apresentando estrutura remanescente mais fragilizada que dentes íntegros devido à perda de estrutura dental. Entretanto, o cirurgião-dentista necessita de discernimento a fim de recuperar sua forma, função e estética. Rosen em 1961 estabeleceu diretrizes para a correta reconstrução desses elementos fragilizados. Realizando revisão de literatura o autor relatou que a perda de umidade decorrente do tratamento endodôntico torna o tecido dentinário mais friável e inelástico. Ao autor considera a facilidade desses elementos dentais desenvolverem lesões periapicais, recomendando procedimentos que reforcem o dente por meio da confecção de núcleos metálicos fundidos associados à coroas protéticas abraçando o término cervical, prevenindo dessa forma, a ocorrência de fraturas sob cargas mastigatórias, aumentando sua longevidade.

A alta incidência de fraturas observadas clinicamente em dentes tratados endodonticamente fez com que, mesmo sem fundamento em pesquisas laboratoriais, se acreditasse que o tratamento endodôntico tornava a dentina mais friável. A escassez de estudos que comprovassem ou contrapusessem esse fato despertou o interesse de vários estudiosos a pesquisarem as propriedades mecânicas de dentes despulpados. Objetivando avaliar a influência da pulpectomia na dureza da dentina, em 1969, Fusayama & Maeda selecionaram 18 pares de dentes de cães realizando-se cortes das porções coronária e cervical por meio de teste de microdureza Knoop. Encontraram que para dentes jovens, junto à câmara pulpar ou canal radicular, os valores de microdureza diminuíram, sugerindo que a interrupção na maturação do colágeno levou à formação de camada

de dentina mais delgada e menos resistente quando comparada aos dentes vitais. O mesmo fato não ocorreu nas demais regiões e nos dentes com idade superior, que apresentaram resultados similares aos dentes vitais, levando os autores a concluir que a pulpectomia não leva a diminuição na microdureza Knoop da dentina.

Tidmarsh em 1976, acreditando que os dentes despolpados são estruturas fragilizadas e que as restaurações devem proteger o remanescente dental, considerou os aspectos biomecânicos e químicos e suas respectivas restaurações. Numa revisão de literatura descreveu que o dente hígido é considerado uma estrutura laminar que se deforma quando submetido a esforços mastigatórios seguido por completa recuperação elástica. Porém, quando as cargas mastigatórias são excessivas podem sofrer deformações plásticas permanentes. Adicionalmente descreveu que o dente comporta-se como estrutura pré-tensionada e que devido a esse fato tem capacidade de resistir a essas cargas de alta intensidade em várias direções sem fraturar-se. A remoção de estrutura dentinária pode modificar este estado, ou seja, há uma correlação direta entre a quantidade de estrutura dental remanescente e a capacidade de o dente resistir às cargas mastigatórias. O autor baseado nessa teoria concluiu que por perder esse estado pré-tensionado, o dente despolpado torna-se mais frágil. A perda de 9% em conteúdo líquido em relação ao dente vital seria outra razão para justificar esse fato. Ainda, com o passar do tempo mais dentina peritubular é depositada junto aos túbulos dentinários diminuindo o espaço para o material orgânico e, por consequência, seu conteúdo líquido, tornando-o mais susceptível à fratura pela diminuição de sua flexibilidade. O autor recomendou a utilização do amálgama de prata para os dentes com perda mínima de estrutura dental e em casos onde essa perda for maior o recobrimento das cúspides ou próteses unitárias com o objetivo de diminuir sua deformação quando sob esforços mastigatórios.

No ano de 1981, Lewinstein & Grajower avaliaram a influência da mudança de umidade na dureza dentinária após tratamento endodôntico. Foram selecionados 60 dentes vitais e 32 não vitais, recém-extraídos e seccionados em seu eixo longitudinal. O teste utilizado foi o de dureza Vicker's realizando-se 6 medidas em cada espécime. Observaram por meio dos resultados que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mesmo passados dez anos após o tratamento endodôntico. Recomendam, no entanto, cautela ao afirmar que o tratamento endodôntico não altera as propriedades mecânicas dos dentes, mesmo porque o teste de dureza não é capaz de detectar microtrincas que poderiam ser responsáveis pelo início de fratura, salientando a importância em se remover o mínimo de estrutura dental durante o tratamento do canal radicular.

Objetivando detectar mudanças estruturais decorrentes do tratamento endodôntico Rivera & Yamauchi em 1981, observaram o entrelaçamento de fibras colágenas em dentes vitais e tratados endodonticamente. Para tanto, foram selecionados 13 dentes vitais e 24 desvitalizados recém-extraídos e com idade variando entre 13 e 76 anos. Concluíram que o conteúdo de colágeno maduro e imaturo decresce com a idade e que sua quantidade é diminuída nos dentes posteriores. Não detectaram diferenças na estrutura da malha colagenosa de dentes vitais e não vitais.

Duret, Reynand & Duret no mesmo ano relataram que as modificações físico-mecânicas que ocorrem na estrutura dental em função da remoção do órgão pulpar, tais como a resistência à compressão, dureza e módulo de elasticidade da dentina, são devido à perda de umidade do dente após o tratamento endodôntico, o que levaria a maior possibilidade de ocorrência de fraturas dentais.

Em 1992, Huang, Schilder & Nathanson estudaram as diferenças nas propriedades mecânicas na dentina humana de dentes vitais e não vitais. Foram então selecionados 54 dentes vitais e 24 tratados endodonticamente, recém-extraídos, dos quais obtiveram 262 espécimes. Com a finalidade de medir as propriedades mecânicas foram realizados testes de compressão, tração e impacto com os espécimes selecionados. Em relação à medida de impacto não encontraram diferenças entre as amostras ressecadas. As forças de tração e compressão também não diferiram, porém, o módulo de Young e o limite de proporcionalidade parecem diminuir em testes de compressão. Os resultados obtidos neste estudo não concordam com a teoria de que os dentes tratados endodonticamente são mais frágeis por se encontrarem desidratados; no entanto, os autores alertaram que estudos adicionais sobre as propriedades mecânicas de dentes desvitalizados devem ser realizados objetivando descartar a impressão de fragilidade clínica desses dentes.

Gutmann também em 1992 realizou revisão de literatura sobre o comportamento da estrutura dentinária de dentes despulpados em relação a procedimentos restauradores. O autor relatou que a dentina possui dois compartimentos de água, estando localizados um dentro e outro fora da matriz calcificada. Dentro da matriz calcificada a água apresenta-se de duas maneiras, compondo a hidroxiapatita (fortemente unida), podendo ser removida à temperaturas de 600°C ou hidratando os íons orgânicos (fracamente unida), podendo ser removida a temperaturas inferiores a 100°C. A diminuição do conteúdo líquido pode ocorrer com a idade pelo aumento da porção inorgânica da dentina, diminuindo os espaços entre os túbulos dentinários. O autor considerou a dentina dos elementos dentais submetidos ao tratamento endodôntico menos flexível e menos resistente aos esforços mastigatórios, não indicando a utilização de pinos a menos que seja necessário para promover retenção do material

restaurador coronário, pois para cimentação de retenções intra-radiculares necessita-se de desgaste adicional que debilita o remanescente tornando o elemento dental mais susceptível à fratura.

Sedgley & Messer (1992) utilizando 23 dentes despolpados e seus homólogos vitais compararam suas propriedades mecânicas como elasticidade, resistência à tração, dureza e resistência à fratura. Encontraram que os dentes vitais são 3,5% mais resistentes que os não vitais. Porém, relatam que a similaridade entre as propriedades dos dois grupos indica que o tratamento endodôntico não torna o dente mais frágil. E atentaram para o fato de que outros fatores podem ser considerados mais críticos ao tratamento endodôntico, como a perda de estrutura dental por cárie, acesso endodôntico, sobre instrumentação, traumas e preparos extensos.

Papa, Cain & Messer no ano de 1994, avaliaram a perda de líquido de 23 pares de pré-molares polpados e despolpados, extraídos por indicação ortodôntica. Os resultados demonstraram não haver diferença na perda de conteúdo líquido entre os grupos e que se deve reconsiderar afirmações de que os dentes tratados endodonticamente são mais friáveis.

Olusile & Oginni, em 2004, relataram que o conceito de restaurar dentes despolpados com pinos, núcleos e/ou coroas é baseado na crença de que a raiz dentária torna-se frágil em consequência da perda de conteúdo líquido; no entanto, estudos recentes revelaram que o conteúdo líquido do dente tratado endodonticamente não é significativamente diferente de um dente vital.

2.2 – A UTILIZAÇÃO DE DENTES BOVINOS

Nakamichi *et al.*, em 1983, preocupados em encontrar substituto para os dentes humanos quando da realização de ensaios adesivos, realizaram testes comparando a resistência de união de diferentes materiais (três cimentos: policarboxilato, ionômero de vidro, fosfato de zinco e duas resinas compostas) ao esmalte dental e à dentina em diferentes profundidades. Encontraram que em relação ao esmalte dental, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados. Quanto à dentina, na camada mais superficial também não houve diferença estatisticamente significativa entre dentes bovinos e humanos, embora os valores médios tenham sido menores para os dentes bovinos. Entretanto, os valores de resistência de união diminuíram significativamente com a proximidade da polpa.

No ano de 1995, Reeves *et al.* avaliaram o comportamento de diferentes sistemas adesivos em substratos dentais bovinos e humanos por meio de teste de microinfiltração. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados e concluíram que, para testes de microinfiltração, os dentes bovinos podem ser utilizados em substituição aos dentes humanos.

Em 2002, o objetivo do estudo de Queiroz *et al.* foi avaliar *in vitro* a resistência à fratura de raízes bovinas e humanas restauradas com diferentes tipos de retenções intra-radulares (pinos pré-fabricados metálicos, pinos pré-fabricados de fibra de vidro e preenchimento do canal radicular com resina composta). Foram selecionados 30 dentes anteriores humanos e 30 bovinos que após o preparo das raízes foram divididos nos grupos experimentais. As dimensões das raízes no sentido vestibulo-lingual dos dentes humanos avaliados apresentaram-se ligeiramente superiores às

dos dentes bovinos. Depois de restauradas, as raízes receberam carregamento tangencial num ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, a uma velocidade de 0,5 mm/min na superfície lingual, em máquina de ensaio Universal (Instron, 4411). Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados para os diferentes tipos de retenções utilizadas; porém, em relação aos diferentes substratos, os valores médios de resistência à fratura foram maiores para as raízes de dentes humanos. Em relação ao padrão de fratura das amostras, somente os grupos que receberam os pinos pré-fabricados metálicos apresentaram fraturas com envolvimento radicular.

No ano de 2004, Reis *et al.* determinaram a resistência de união promovida por um sistema adesivo ao esmalte e dentina humano, bovino e suíno e compararam a micromorfologia por meio de microscopia eletrônica de varredura. Trinta dentes recém extraídos foram usados neste estudo: dez terceiros molares humanos, dez incisivos bovinos, e dez molares suínos. As coroas dos dentes humanos (H), bovinos (B), e suínos (P) foram lixadas para exposição de esmalte (E) ou dentina de média-profundidade (D). As amostras foram restauradas com 8 mm de resina composta. Depois de 24 h de armazenamento em água, os espécimes foram seccionados na direção buco-lingual para obtenção de fatias de 0,8 mm, em forma de hourglass de aproximadamente 0,8 mm² na interface adesiva. Os espécimes foram testados em máquina de ensaio universal (0,5 mm/min). Os resultados foram analisados estatisticamente com ANOVA e teste de Tukey ao nível de 5% de significância. O teste de Tukey mostrou haver diferenças estatisticamente significativa na resistência de união entre esmalte e dentina ($p < 0,05$). No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre dentes humano, bovino, e suíno. As observações de MEV revelaram uma morfologia semelhante de dentina para as três espécies. No entanto, espécimes de

esmalte de porco apresentaram uma distribuição muito diferente de prismas de esmalte. Dentes bovinos provaram ser possíveis substitutos para dentes humanos em qualquer teste de resistência de união para dentina ou esmalte. No entanto, apesar de resultados de teste de resistência de união para os dentes suínos terem sido semelhantes aos dentes humanos e bovinos, a morfologia do esmalte apresentou uma configuração muito diferente.

2.3 – AS RETENÇÕES INTRA-RADICULARES

A utilização do meio de retenção intra-radicular teve origem no século XVIII, com o trabalho de Fauchard, de 1728, na tentativa de se restaurar dentes tratados endodonticamente, onde o mesmo fez uso de um pino de madeira no interior de um remanescente radicular com o objetivo de reter uma coroa ao dente (Shillingburg & Kessler, 1991). No final do século XIX, surgiram as coroas de Richmond, mais conhecidas como “pivot”, que eram coroas protéticas com prolongamentos que se encaixavam no interior do canal radicular. No entanto, apresentavam dificuldades em serem removidas ocasionando fratura com frequência e ainda, grande dificuldade de confecção para as próteses de mais de um elemento, onde havia necessidade de paralelismo entre os retentores. Em função dos problemas apresentados foram desenvolvidos os pinos intra-radiculares que receberiam posteriormente coroa protética. Silverstein, em 1964, relatou as vantagens de se construir separadamente o pino e a coroa: podem ser realizados reparos na coroa sem a necessidade de remoção do pino e há maior facilidade em se conseguir o paralelismo de forma mais eficiente sem desgastes excessivos no interior da raiz.

Foram desenvolvidos os núcleos metálicos fundidos que possuem a vantagem de longo tempo de controle clínico e boa adaptação às paredes do canal radicular (Sorensen & Engelman, 1990a). Porém, necessitam de fase laboratorial e pelo menos duas sessões clínicas para sua instalação (Morgano & Brackett, 1999).

Trabert *et al.*, em 1978, preocupados com a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados, investigaram o impacto do trauma simulado sobre a resistência dos incisivos centrais superiores. Dentes não tratados, dentes tratados endodonticamente e

dentes restaurados com pinos metálicos foram submetidos a impactos idênticos. Os resultados foram comparados de acordo com o tamanho e o comprimento do preparo endodôntico e mostraram que os dentes com preparos menores e com menor diâmetro que preservaram a estrutura dentária proporcionaram maior resistência à fratura para os dentes tratados endodonticamente.

Em 1985, Deutsch *et al.*, verificaram a relação entre o tamanho da raiz, tamanho do retentor intra-radicular e a possibilidade de fratura durante a inserção de pinos pré-fabricados. Pelos resultados obtidos concluíram que pinos pré-fabricados rosqueados e cônicos apresentaram incidência de fratura 20 vezes maior; quando foi usado pino com 1,5 mm de diâmetro, o risco de fratura aumentava, a cada milímetro de diâmetro que a raiz diminuía; e dentes menores apresentaram maiores complicações durante a inserção do pino.

Em 1986, Rosen & Partida-Rivera propuseram estudo para determinar se a fratura da raiz poderia ser prevenida pela proteção com colar cervical ou cobertura de ouro. Diante dos resultados concluíram que o colar de ouro de 2 mm mostrou ser significativamente mais efetivo para prevenir a fratura radicular. Os dentes com estreitamento do diâmetro méso-distal demonstraram potencial de fratura significativamente maior do que aqueles que apresentavam diâmetro maior.

Kayser *et al.* (1987) analisaram as vantagens e desvantagens dos núcleos metálicos fundidos e os pinos pré-fabricados. Segundo os autores, a utilização do núcleo metálico fundido apresenta como desvantagem o custo elevado, a necessidade de uma sessão extra e a insuficiente retenção em muitos casos. Concluindo, os autores recomendaram que apesar dos bons resultados obtidos com pinos pré-

fabricados os dentistas deveriam ser cuidadosos na sua indicação limitando o seu uso em dentes isolados.

Lui, em 1987, sugeriu uma técnica para reforçar internamente as raízes debilitadas (por lesão cáriosa, defeitos dentinários, causas iatrogênicas), por meio do preenchimento interno da raiz com resina composta. Após tratamento endodôntico, a porção coronária sem suporte foi removida, sugerindo-se a manutenção de pelo menos 1 mm de altura acima da margem gengival para permitir término supragengival do preparo. O canal foi preparado com broca de tamanho compatível. Verificou-se adaptação do pino de tamanho correspondente à broca no interior do canal. Foram feitos sulcos com brocas tipo cone invertido nas paredes mais espessas. Em seguida foi realizado condicionamento com ácido fosfórico e aplicação de sistema adesivo. O pino (lubrificado com vaselina) foi inserido no canal e em torno dele foi injetada e condensada resina composta radiopaca. Após fotoativação o pino foi removido, deixando espaço para o pino a ser cimentado. Executou-se cavidade elíptica de 2 a 3 mm de profundidade na porção mais cervical da raiz. Segundo o autor, a técnica acima descrita permitiria a formação de um canal retentivo e capaz de suportar um núcleo metálico fundido, evitando fratura de raízes enfraquecidas durante cimentação ou função mastigatória.

Em 1991, Kahn afirmou que sem quantidade suficiente de estrutura dentária remanescente não se deve usar núcleos de preenchimento e sim, núcleos metálicos fundidos. Segundo o autor, a estrutura dentária remanescente é o fator chave para aumentar a resistência à fratura do elemento dentário.

No ano de 1993, Miller analisou um material à base de fibras de polietileno entrelaçadas denominado Ribbond e comercializado em forma de fitas, originalmente indicado para esplintagem periodontal e retenção ortodôntica. Também poderiam ser utilizadas para confecção de núcleos de preenchimento, próteses adesivas diretas ou indiretas, reforço de próteses provisórias, infra-estrutura de onlays, coroas e próteses parciais fixas de compósitos, reforço de dentes fraturados, reparo de cantilever fraturado de próteses implanto-suportadas, reparo de próteses removíveis totais ou parciais e de aparelhos ortodônticos removíveis. Segundo o autor, as principais características físicas apresentadas pelo material seriam o alto módulo de elasticidade, a alta resistência à tração e baixa sorção de água (1%). O mesmo ainda relatou como vantagens, a união química à resina composta ou acrílica; alta maleabilidade (quase sem memória elástica); cor clara compatível com a das resinas; estrutura entrelaçada, permitindo reforço multidirecional da resina e o não desfiamento da fibra. Relatou que a união aos materiais resinosos seria devido ao tratamento eletroquímico da superfície com gás plasma que criaria uma camada externa de 200 Å quimicamente reativa. As fitas seriam colocadas em câmara selada, preenchida por gás e exposta a altas cargas de energia elétrica. Para não contaminar a superfície, o material não deveria ser tocado por dedos desprotegidos, lençol de borracha ou luvas de vinil. De acordo com o autor, a flexibilidade da fita permite amortecimento (dissipação da tensão) das forças funcionais ou parafuncionais presentes na cavidade bucal, aumentando a resistência à fratura.

Assif & Gorfil, em 1994, postularam considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente. Os autores citaram que esses dentes geralmente apresentam perda de estrutura dental por cárie, fratura e falha de restaurações prévias, diminuindo sua capacidade de resistir às forças mastigatórias. Apesar dos pinos serem indicados para

retenção e reforço dental, os autores questionaram sua utilização com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais. Eles ainda questionaram a afirmação de que dentes despolpados são mais frágeis que os vitais devido à perda de umidade da dentina e atribuíram a resistência à fratura dental à quantidade de dentina remanescente. Neste estudo, demonstraram por meio de modelo geométrico a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada pela face palatina, o dente sofre uma micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o pino. Desse modo, o pino estaria numa zona neutra de distribuição de tensões, tendo pequena influência na resistência do dente à fratura. Além disso, citaram que quando o dente é restaurado com coroa protética com colar metálico de 2 mm envolvendo a margem dentária, os pinos não teriam influência na resistência desses dentes. A proteção contra a fratura poderia ser dada pelo efeito de abraçamento da coroa. Os autores concluíram o artigo afirmando que todos os dentes restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por colar metálico.

Em 1994, Lui descreveu uma técnica para reforçar raízes com canais excessivamente alargados preenchendo-os com resina composta fotoativável. Para melhor fotoativação da resina nas porções mais profundas do canal radicular, indicou o pino plástico fototransmissor Luminex, que permitiria obtenção de um canal preciso ao qual se adaptariam outros pinos (componentes do sistema Luminex) de tamanho e forma idênticos, que poderiam ser de aço inoxidável, titânio, ouro ou mesmo calcináveis (para

fundição do pino). Segundo relato do autor, a técnica permitiria aproveitamento de raízes que de outra forma seriam indicadas para extração.

No ano de 1995, Hornbrook & Hastings apresentaram um método de confecção de pinos com fibras de polietileno Ribbond. Afirmaram que para canais alargados, os núcleos metálicos fundidos são contra-indicados, devido ao seu efeito de cunha. Pinos pré-fabricados também não seriam ideais, pela falta de adaptação precisa e pela espessa camada de cimento em torno do pino que geraria um prognóstico desfavorável. Além disso, o resultado seria antiestético se executadas coroas em cerâmica pura. Consideraram o pino de fibras de polietileno como adesivo, anti-rotacional e passivo, sendo indicado inclusive para canais alargados. Este sistema formaria uma unidade com a raiz pela união de materiais adesivos entre si, reforçando-a e reduzindo o risco de fratura. Também impediria propagação de trincas já existentes nas paredes até o periodonto sem comprometimento da estética. Para sua confecção, a guta-percha seria removida permitindo a obtenção de um pino com comprimento igual à altura da porção coronária do núcleo. Segundo os autores, a largura de fita mais usada para pinos é 2 mm; a de 3 mm poderia ser usada em canais largos e a de 4 mm em câmaras pulpares de molares inferiores. O comprimento da fita deveria ser cerca de três vezes o do canal, medido com sonda periodontal. A fibra seria impregnada com adesivo fotoativável sem carga. O remanescente dentário receberia condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo. Em seguida, cimento resinoso de dupla polimerização, híbrido e com carga deveria ser injetado no canal com a ponta agulha da seringa Centrix. A fita dobrada ao meio seria levada ao canal com condensador endodôntico, preenchendo-o totalmente. Em canais largos poderia ser inserida uma segunda fita com 1,5 vezes o comprimento do canal. O conjunto seria fotoativado e uma resina híbrida seria aplicada em torno das fibras que emergiam do canal para construção da porção coronária

do núcleo. Os autores utilizaram a técnica em 24 casos durante 12 meses, sem nenhuma falha clínica, mesmo em dentes severamente comprometidos.

Martins (1995) avaliou a resistência à fratura de raízes debilitadas preenchidas com materiais adesivos. Raízes unirradiculares de dentes humanos extraídos receberam núcleos metálicos fundidos nas seguintes condições: controle positivo (preparo convencional), controle negativo (raízes debilitadas), raízes preenchidas com ionômero de vidro (Chelon-Silver, Ketac-Bond e Vitremer) e raízes preenchidas com sistema adesivo/compósito (Z-100 e Herculite XRV). As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão em máquina de ensaio universal. Os resultados foram expressos em quilograma-força (Kgf), tabulados e analisados estatisticamente. O autor concluiu que o grupo restaurado com compósito Z-100 apresentou os maiores valores de resistência à fratura, inclusive superiores ao grupo controle positivo. Os grupos restaurados com os ionômeros de vidro Vitremer, Chelon-Silver e com o compósito Herculite XRV, não apresentaram diferenças estatisticamente significante entre si e o grupo controle positivo. O grupo restaurado com o ionômero de vidro Ketac-Bond apresentou comportamento desfavorável em relação aos demais grupos e semelhante ao grupo controle negativo.

De acordo com Manning *et al.*, em 1995, a colocação de um pino não reforçaria o elemento que apresentasse suficiente estrutura dentária. A necessidade de sua colocação deveria ser analisada em função da quantidade de dentina remanescente após a redução dentinária exigida pelo tipo de restauração a ser utilizada; espessura mínima de 1 mm seria necessária para dar rigidez suficiente, e que o remanescente dentinário suportasse as forças mastigatórias. Espessuras menores deveriam ser removidas e avaliadas a largura e profundidade da câmara pulpar. O tipo

de retenção mais adequada, pino pré-fabricado ou núcleo metálico fundido, deveria ser selecionado com base na quantidade de estrutura coronária remanescente, e o tipo de carregamento oclusal ao qual o dente seria submetido. No entanto, os autores concluíram que cada vez torna-se mais difícil a escolha do tipo de retenção em virtude da grande quantidade de materiais que têm surgido no mercado.

Em 1996, Morgano descreveu alguns métodos para restaurar dentes despulpados. Segundo o autor, quando fosse inevitável o uso de pino intra-radicular como método terapêutico para suportar a coroa, a conservação da estrutura remanescente deveria ser o mais importante. O comprimento do pino deveria respeitar o selamento apical de 4 a 5 mm. O prognóstico seria melhor quando a largura do pino não excedesse a metade da largura da raiz. A coroa cimentada deveria sobrepor a porção coronária do núcleo de 1,5 a 2 mm aproximadamente. O autor concluiu que pinos ligeiramente cônicos são mais conservadores e fáceis de preparar e que quando seu comprimento estiver comprometido, devido a problemas anatômicos, a utilização de cimento resinoso deveria ser preferível.

No mesmo ano, Cathro *et al.* avaliaram a resistência ao impacto de dentes anteriores restaurados com núcleos de preenchimento em resina composta sem a utilização de pinos, variando a quantidade de remanescente dentário envolvido no preparo. Não foram cimentadas coroas protéticas. Para tanto, foram selecionados trinta incisivos centrais distribuídos em três grupos distintos: um grupo com dentes intactos, outro grupo onde as coroas foram seccionadas e o terceiro grupo onde as coroas também foram seccionadas, porém, com 1 mm adicional que foi envolvido no preparo. Ambos os grupos foram restaurados com núcleos em resina composta sem a presença de retenção intra-radicular e coroas protéticas.

O término selecionado foi o ombro em 90° sem bisel. O ligamento periodontal foi simulado a fim de se avaliar o padrão de fratura das amostras. A análise dos resultados mostrou não haver diferença entre o grupo controle (dentes intactos) e os dentes restaurados com colar metálico e que ambos os grupos apresentaram valores estatisticamente superiores ao grupo sem férula. Os autores discutiram que 1 mm de colar metálico envolvendo o preparo aumentou a resistência à fratura de dentes despulpados em relação aos dentes sem remanescente coronário. O padrão de fratura para os dentes restaurados foi semelhante, localizado na região gengival da raiz e na interface dente/núcleo. Os dentes intactos apresentaram padrão de fratura variável.

Saupe *et al.* (1996) investigaram a possibilidade de reforçar internamente com resina composta as paredes radiculares destruídas. Após remoção das coroas (1 a 2 mm acima da junção cimento-esmalte), 40 incisivos centrais superiores tratados endodonticamente foram divididos em quatro grupos experimentais: raiz sem reforço e núcleo metálico fundido em ouro tipo III (sem férula); raiz sem reforço e núcleo metálico fundido (com férula); raiz com reforço e núcleo metálico fundido (sem férula); raiz com reforço e núcleo metálico fundido (com férula). A estrutura interna das raízes foi desgastada até 8 mm de profundidade, mantendo-se a espessura de paredes radiculares de 0,5 a 0,75 mm. Para auxiliar a fotoativação da resina composta, foi utilizado o pino transiluminador Luminex. Os núcleos metálicos fundidos foram cimentados com cimento resinoso Enforce. Foram aplicadas cargas compressivas na face lingual dos núcleos à velocidade de 2 mm/min. Grupos reforçados foram 50% mais resistentes à fratura que grupos sem reforço. Nos grupos reforçados não houve diferença significativa entre grupos com ou sem férula, possivelmente graças a um “abraçamento” ou “amarramento” interno conferido pelas propriedades adesivas do sistema, que substituiria a férula extracoronária.

Ainda em 1996, Karna publicou os resultados de um estudo piloto que foi a primeira tentativa de determinar as propriedades físicas dos pinos confeccionados em fibras de polietileno (Ribbond). Para sua confecção, foram removidos 6 a 7 mm de guta-percha, o canal radicular foi condicionado com ácido fosfórico e recebeu aplicação de sistema adesivo. O autor relatou o uso mais freqüente da fita de 2 mm de largura. Para determinar o comprimento da fita, o canal radicular foi medido por meio de sonda periodontal, o valor obtido por foi multiplicado por 2 e adicionou-se mais 16 a 20 mm. Depois de impregnada com adesivo, a fita foi dobrada na forma da letra "V", cuja parte interna foi coberta com cimento resinoso de dupla polimerização injetado com seringa Centrix, também utilizada para levar cimento ao canal. Para condensar a fita no canal, o autor relatou a possibilidade de uso de instrumental desenhado pelo fabricante ou condensador endodôntico modificado. Se possível, uma segunda fita deveria ser inserida para melhor preenchimento do canal. Foi injetado mais cimento entre as pontas das fitas na porção coronária, que foram modeladas e fotoativadas. Resina composta foi utilizada para confecção da porção coronária do núcleo. Para este estudo, foram confeccionados cinco espécimes com pinos de fibras de polietileno, nas seguintes situações: um primeiro pré-molar inferior, um incisivo lateral superior e um incisivo central inferior, todos sem coroa; um primeiro pré-molar superior sem a cúspide lingual; um terceiro molar superior com preparo para coroa total. As raízes foram fixadas em blocos de resina acrílica, 2 mm acima da junção cimento-esmalte, sendo que, duas fitas foram utilizadas para cada dente. Os espécimes foram submetidos à carga em máquina de ensaio com ângulo de 40° com o longo eixo (simulando cisalhamento). As forças necessárias para fraturar os espécimes foram geralmente superiores àsquelas geradas intra-oralmente (resultados na Tabela a seguir). Na fase clínica dos testes, mais de 130 dentes foram reconstruídos com pinos de Ribbond, onde foram observados apenas dois casos de fratura de raiz, que possuíam paredes radiculares com menos de 1 mm de

Revisão de Literatura

espessura, e três casos de fratura da resina composta coronária. O tipo de falha mais comum destes parece ter sido a fratura unicamente da resina composta coronária; porém, o núcleo pôde ser reconstruído e a coroa novamente cimentada. As vantagens dessa técnica seriam, a conservação da estrutura dentária (o canal não precisa ser alargado como para núcleos metálicos fundidos); o completo preenchimento do canal aliado à adesão do pino às irregularidades, o tornariam retentivo e não-rotacional; o material seria compatível com a flexibilidade da raiz (a flexibilidade das fibras e a adesividade minimizam a propagação de micro-fraturas da raiz); memória elástica mínima das fibras (facilita a inserção no canal); estética (cor similar à do dente e ausência de corrosão); fácil remoção, com risco mínimo à estrutura dentária e custo similar ao dos pinos pré-fabricados.

Valores de resistência à fratura e padrões de falha para dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibras de polietileno (Karna, 1996).

Dentes / Situação de destruição	Limiar de falha (Kgf)	Fratura da raiz	Fratura ou dano da porção coronária
Incisivo superior com coroa removida	45	Não	Não
Incisivo inferior com coroa removida	44	Sim	Sim
Pré-molar inferior com coroa removida	63	Não	Fragmentação
Pré-molar superior sem cúspide lingual	122	Não	Fragmentação da resina
3º molar superior preparado para coroa total	390	Sim	Sim

No ano de 1997, Marchi comparou a resistência à fratura de raízes íntegras e debilitadas restauradas com núcleos fundidos ou pinos pré-fabricados metálicos. Para fixar as amostras, a autora desenvolveu uma base metálica com plano um inclinado de 45°, cujo centro possuía perfuração central para fixação dos blocos de resina onde se encontravam as amostras. Dessa maneira, formava-se ângulo de 135° entre a superfície palatina do dente e a ponta que incidia o carregamento compressivo durante o ensaio. Os resultados foram analisados estatisticamente e constatou-se que os pinos pré-fabricados apresentaram valores de resistência à fratura superiores aos núcleos metálicos fundidos quando cimentados em raízes debilitadas, não apresentando diferença estatística quando comparados com o grupo contendo raízes íntegras. A autora conclui seu trabalho afirmando que o agente adesivo associado à resina composta foi efetivo em reforçar raízes debilitadas.

De acordo com Christensen (1998), os pinos pré-fabricados apresentam vantagens como fácil instalação, tempo clínico reduzido, simplicidade e resistência quando comparados aos núcleos metálicos fundidos. Porém, a grande variedade de apresentações comerciais dificulta a seleção e indicação clínica, devido ao fato de que nenhum sistema pode ser aplicado em todas as situações (Terry *et al.*, 2001).

Katebzadeh *et al.*, em 1998, avaliaram a capacidade de reforço interno de dentes com maturação incompleta pela utilização de resina composta. Afirmaram que o trauma de um dente jovem pode impedir o desenvolvimento completo do ápice e das paredes radiculares. As paredes finas na região cervical tornariam estes dentes susceptíveis a fraturas (30% fraturam durante ou após tratamento endodôntico). Neste estudo, 100 incisivos centrais foram tratados endodonticamente e distribuídos em

cinco grupos (n=20). Para o grupo 1 (controle), não foi executado nenhum tipo de preparo cervical e a câmara pulpar foi restaurada com resina composta fotoativada. Os canais dos grupos 2 a 5 foram preparados simulando-se paredes radiculares finas na região cervical, até 3 mm apicalmente à junção cimento-esmalte (JCE). No grupo 2 (controle negativo), câmara pulpar foi restaurada com resina composta somente até o nível da JCE. No grupo 3 até 3 mm apicalmente à JCE e introduziu-se o pino plástico fototransmissor Luminex na resina antes da fotoativação, executada por 60 segundos (s). Após remoção do Luminex, obteve-se um canal de resina desobstruído. No grupo 4, o pino translúcido foi substituído por um pino opaco e fotoativado durante 60 s. O pino foi então removido, deixando um canal de resina. O grupo 5 foi tratado como o grupo 3, porém, após remoção do pino translúcido, um pino metálico Luminex foi cimentado ao canal com cimento resinoso. Para cada grupo, registrou-se a força de compressão necessária para causar fratura cervical. Todas as técnicas utilizando resina composta reforçaram significativamente os dentes contra fratura em relação ao controle negativo. Nenhum dos grupos experimentais (3 a 5) foi significativamente diferente do grupo 1 (controle). O grupo 5 (canal de resina com pino metálico) foi mais resistente que o grupo 3 (canal de resina com pino plástico), não diferindo estatisticamente do grupo 4 (canal de resina com pino opaco). Porém, a fratura no grupo 5 ocorreu ao nível do ápice do pino, contra-indicando o uso do pino metálico nestes casos.

Também em 1998, Hollis *et al.* avaliaram a resistência à fratura de dentes despolpados e restaurados com sete tipos de pinos. Como grupo controle utilizaram incisivos centrais superiores preparados, mas não restaurados e incisivos restaurados apenas com resina composta de dupla polimerização injetada no canal radicular, sem pino. Foram utilizados pinos

de fibras de carbono C-Post; pinos de fibras de carbono-quartzo Aestheti-Post; pinos de fibras de polietileno Ribbond; pinos de aço inoxidável Para-Post Plus; pinos de titânio puro Filpost e pinos de liga de titânio Para-Post Plus. Após tratamento endodôntico as coroas foram removidas e as raízes fixadas em blocos de resina acrílica 2 mm apicalmente à junção cimento-esmalte. Os pinos foram seccionados com 13 mm de comprimento e cimentados aos canais com cimento resinoso na profundidade de 9 mm. A porção coronária foi confeccionada com resina composta de dupla polimerização (5 mm de altura). Após termociclagem, foram aplicadas cargas compressivas na face lingual do núcleo, com ângulo de 45° com o longo eixo da raiz ($v=1$ mm/min). Todos os núcleos, exceto o núcleo de Ribbond, apresentaram resistência significativamente maior que a da resina sem pino. Os valores de resistência à fratura (Kgf), em ordem decrescente, foram: pino de aço inoxidável – 69,13; pino de titânio puro – 65,87; pino de fibras de carbono – 64,75; pino de liga de titânio – 63,52; pino cerâmico – 62,91; pino de fibras de carbono-quartzo e dente preparado sem pino – 57,92; somente resina composta sem pino – 41,19; núcleo de fibras de polietileno Ribbond e resina composta – 40,38. Com a resina sem pino normalmente ocorreu fratura da raiz e deslocamento da porção coronária. Para o pino de Ribbond, as reconstruções coronárias foram lentamente esmagadas. Não ocorreram fraturas dentárias no grupo restaurado com o pino de Ribbond. Para os pinos metálicos, a média de fraturas radiculares foi de 47%, enquanto com pinos não metálicos esta foi de 33%, exceto para o Aestheti-Post (60% de fratura dentária). Em um segundo teste, os pinos foram inseridos diretamente nos blocos acrílicos, sendo preparados três grupos ($n=15$). Não foram utilizados pinos de Ribbond nesta fase. O primeiro grupo (controle) foi submetido somente à fratura de forma similar à descrita no primeiro teste; o segundo foi submetido à fadiga (15.000 ciclos com cargas alternadas de 5-50 N) antes da fratura; no terceiro, após a fadiga, os espécimes foram imersos em

água a 37⁰C por 24 horas antes do ensaio. Nenhum dos pinos foi afetado pelo teste de fadiga, porém, após imersão em água os pinos cerâmicos, de fibras de carbono e de carbono-quartzo mostraram-se menos resistentes. Os autores concluíram que embora os pinos metálicos tenham apresentado maior resistência que os não-metálicos, todos os sistemas exibiram desempenho satisfatório para as necessidades clínicas. Os menores valores com o pino de Ribbond foram provavelmente devido ao teste de resistência à compressão, sendo que, fibras de polietileno não aumentam significativamente a resistência à compressão, mas principalmente à tração. Além disto, este pino possuiria vantagens quando utilizado em canais largos e assimétricos.

Goldberg & Burstone (1998) avaliaram o módulo de elasticidade, resistência à flexão até o limite elástico e resistência à flexão máxima de três fibras comerciais não-impregnadas (Ribbond, Connect e GlasSpan), comparando-as com o produto pré-impregnado FibreKor (considerado grupo controle). Foi examinada a arquitetura das fibras por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes da impregnação com adesivo sem carga. O conteúdo de fibras na matriz resinosa também foi determinado. Espécimes em forma de barras com 2x2x25 mm foram preparados com as fibras paralelas ao seu longo eixo. Os resultados estão descritos abaixo.

Revisão de Literatura

Resistência à flexão até o limite elástico, resistência à flexão máxima e módulo de elasticidade de quatro fibras comerciais (Goldberg *et al.*, 1998).

Material	Conteúdo de fibras (volume)	Tipo de fibra	Arquitetura da fibra	Resistência à flexão até o limite elástico (MPa)	Resistência à flexão máxima (MPa)	Módulo de elasticidade (GPa)
FibreKor	42,5	Vidro	Unidirecional	471	539	28,3
GlasSpan	27,7	Vidro	Trançada	266	321	13,9
Ribbond	41,7	Polietileno	Entrelaçada	56	206	3,9
Connect	39,0	Polietileno	Trançada	50	222	8,3

O conteúdo de fibras foi similar entre Ribbond, FibreKor e Connect. A fibra de vidro com arquitetura unidirecional FibreKor atingiu o melhor desempenho. A resistência à flexão até o limite elástico das fibras de polietileno Ribbond e Connect foi significativamente menor que a da fibra de vidro FibreKor. As propriedades inferiores para Connect e Ribbond foram provavelmente devido à alta deformação que as fibras de polietileno sofrem sob compressão.

Em 1999, Rudo & Karbhari relataram a utilização com sucesso da fibra de polietileno Ribbond desde o ano de 1991. Segundo os autores, a adição destas fibras à resina composta aumentaria significativamente sua resistência à compressão e à fratura. Apresentaram como principais propriedades a alta resistência à tração, alto módulo de elasticidade e absorção de água inferior a 1%. Ainda seriam quimicamente inertes a quase todos os solventes, ácidos ou substâncias alcalinas, biocompatíveis, de fácil conformação e opticamente transparentes após embebidas em resina. Sua configuração entrelaçada (além das fibras paralelas, há outras que correm perpendicularmente) dificultaria o desfiamento da fita. As fibras de polietileno hidrofóbicas seriam convertidas em hidrofílicas pelo

tratamento por plasma de gás oxigênio, aumentando sua impregnação pela resina. O gás parcialmente ionizado agiria por meio de ablação e ativação. O processo de ablação funcionaria como o condicionamento ácido (por remoção). A ativação seria observada pela presença de grupos funcionais $O-C=O$ na superfície das fibras. Assim, o mecanismo pelo qual o tratamento com plasma aumentaria a adesão entre fibras e resina seria pela união química. Os autores indicaram a impregnação das fitas com adesivo sem carga e orientaram sobre a não utilização de adesivos com carga, por se apresentarem viscosos, o que impediria a penetração adequada por entre as fibras.

Na década de 90 os pinos de fibra de vidro (Fibrekor Post, Jeneric/Pentron) foram introduzidos no mercado odontológico. Esses pinos possuem um formato paralelo de um ponto a outro e apresentam-se com três diâmetros diferentes (1.0 mm, 1.25 mm e 1.5 mm) possuem 9 sulcos cônicos na sua estrutura. A superfície é texturizada com a intenção de aumentar a retenção mecânica no sistema pino/núcleo/dente e, se necessário for, pode ser removido facilmente (Mosso, 1999). Eles possuem baixo módulo de elasticidade sendo semelhante ao da dentina (Friedler & Leinfelder, 1999). São fáceis de ajustar, estéticos, possuem boas propriedades mecânicas e são reforçados por fibras (Burgess & Xu, 1999; Cavina *et al.*, 2000). Como principal desvantagem apresentam-se radiolúcidos.

A restauração de dentes tratados endodonticamente com fibras de polietileno Ribbond foi discutida por Íñiguez no ano de 2000. Segundo o autor, este tipo de retenção, além de fornecer retenção para a coroa, também reforçaria os dentes, pela presença de elementos adesivos entre si

e com propriedades similares (estrutura dentária, fibras e resina composta), resultando em um bloco sólido e com reflexão da luz semelhante à do dente natural. Ainda, a técnica seria de fácil execução, econômica e a propagação de fraturas verticais seria virtualmente eliminada. Para sua realização descreveu a desobturação do terço cervical do canal e isolamento do material obturador com 1 mm de fosfato de zinco aplicado com seringa Centrix. Segundo relato, normalmente seriam utilizadas fitas de Ribbond com 2 mm de largura. A profundidade do canal seria medida e a fita cortada com o triplo dessa medida e embebida com adesivo. Após condicionamento ácido da dentina, aplicação do sistema adesivo e cimento resinoso de dupla polimerização, a fita de Ribbond seria então “condensada” no canal e, havendo espaço, uma segunda fita seria inserida perpendicularmente à primeira, agregando-se mais cimento. As pontas que emergissem do canal seriam dobradas sobre si mesmas e também condensadas. Mais cimento seria adicionado e o conjunto fotoativado. O autor utilizou a técnica em cerca de 500 casos, relatando poucos fracassos, sendo estes, atribuídos a erros durante realização da técnica adesiva.

De acordo com Freilich *et al.* (2000) compósitos reforçados com fibras são formados por um componente de reforço (fibras de vidro, polietileno ou carbono), que fornece resistência e rigidez, e por uma matriz resinosa ou polimérica para suportar o reforço e proporcionar características de manipulação adequada. Segundo o autor, as fibras se apresentam em configurações unidirecionais (longas e paralelas), trançadas ou entrelaçadas. Compósitos reforçados por fibras são anisotrópicos, isto é, reagem de forma diferente de acordo com a direção da carga. Suas propriedades são melhores quando as fibras estão organizadas paralelamente em relação à direção do carregamento recebido

pela estrutura. Uma quantidade de fibras na resina de pouco menos que 50% do volume total parece permitir a obtenção de módulo de elasticidade suficientemente alto para suportar as cargas aplicadas sobre os compósitos reforçados por fibras; acima deste valor, a impregnação das fibras pela resina pode ser incompleta. Fibras de polietileno entrelaçadas são as mais fáceis de manipular, devido ao seu arranjo e ao baixo módulo de elasticidade sob compressão. Relataram que pinos de fibras podem ser pré-fabricados em fibras de carbono ou em fibras de vidro, ou então construídos diretamente no canal com fibras de polietileno (Ribbond, Connect) ou fibras de vidro (como GlasSpan). Pinos de fibras oferecem maior flexibilidade e resistência à fadiga que pinos metálicos, possuem módulo de elasticidade similar ao da dentina, capacidade de formar um complexo único com o remanescente dentário por meio da adesão e melhor estética. Possuem ainda, potencial de reforçar raízes comprometidas e distribuir a tensão uniformemente, prevenindo a fratura da raiz (geralmente fraturam antes que a raiz). Os autores descreveram a seguinte técnica para confecção de pinos de fibras diretamente no canal: remoção da obturação radicular até cerca de 5 mm do ápice, não sendo preciso alterar a forma do canal, corte das fitas com mais de duas vezes o comprimento do canal, que são dobradas em forma de letra "V" e saturadas com adesivo (quando não são pré-impregnadas). Após condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo no interior do canal radicular e remanescente dentário, aplica-se cimento resinoso autopolimerizável ou de dupla polimerização às paredes do canal. Leva-se a fibra ao canal, mantendo uma porção para fora deste. Aplica-se resina composta híbrida sobre as extensões coronárias das fibras para construir a porção coronária do núcleo de preenchimento.

Ainda no ano de 2000, Kimmel destacou que a utilização de fibras de polietileno para confecção de núcleos de preenchimento exigiria mínima remoção da estrutura dentária remanescente e proporcionaria um pino que forneceria suporte e reforço interno da raiz, possibilitando o aproveitamento de raízes com paredes finas. A união química entre as paredes internas do canal radicular e os materiais restauradores, criaria um monobloco adesivo estável, que poderia deter trincas e microfraturas já existentes, prevenindo sua extensão até o periodonto.

Em 2001, Fernandes & Dessai realizaram revisão de 1960 a 2000, tanto de trabalhos laboratoriais quanto de estudos clínicos, sobre os fatores que afetam a resistência à fratura de dentes reconstruídos com pinos intra-radulares e citaram:

1. Tamanho da porção intra-radicular do núcleo de preenchimento - com exceção de um estudo laboratorial, todos os outros concordaram que uma extensão intra-radicular igual ou maior que a coroa aumenta a taxa de sucesso dos dentes tratados endodonticamente. Também é aconselhado que o ápice do pino seja colocado além da crista óssea e o mais profundo possível na raiz, ou seja, na parte em que a raiz é suportada pelo osso. A extensão do pino em 2/3 do remanescente diminui a tensão no terço cervical da raiz.

2. Diâmetro do pino intra-radicular e remanescente dental - há um consenso de que a preservação de dentina residual é de suma importância. Remanescentes dentais com grande perda de estrutura e paredes alargadas podem ter benefícios com reforço de resina composta.

3. Desenho do pino intra-radicular - a maioria dos trabalhos concordam que os pinos cônicos ou com extremidade cônica causam efeito de cunha. Alguns autores advogam que os pinos de paredes paralelas dispersam a tensão uniformemente, exceto no ápice, devido aos ângulos

vivos dessa extremidade do pino, remoção de estrutura e assentamento do pino nesta região.

4. Os pinos rosqueáveis causam padrões de tensão indesejáveis. No entanto, técnicas como pré-rosqueamento aos canais, limitação do número de roscas e contra-rotacionar o pino em 1/2 volta após total rosqueamento são as soluções preconizadas. Os pinos serrilhados com paredes paralelas produzem menos tensão e menor frequência de fratura.

5. Material dos pinos pré-fabricados - os autores sustentam que existe correlação bem definida entre o tipo de material do pino pré-fabricado e fratura de raízes. O material dos pinos deve ter o mesmo módulo de elasticidade da dentina radicular para distribuir as forças aplicadas uniformemente ao longo do comprimento do pino e da raiz. No entanto, quanto mais rígido o material, mais apto a resistir às forças sem distorção. O componente menos rígido falha e alivia a tensão.

6. As propriedades ópticas dos pinos pré-fabricados de zircônia e de resina composta reforçados com fibra de vidro os indicam para casos onde há necessidade de restabelecimento estético. Os dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos pré-fabricados metálicos mostram menor resistência a fratura quando comparados aos restaurados com pinos intra-radiculares de resina epóxica reforçados por fibra de carbono. Isso provavelmente, devido a maior rigidez, que causa concentração de tensões e leva à fratura radicular.

7. Agente de cimentação - a camada de cimento pode ser considerada como camada de amortecimento, que contribui para a distribuição uniforme da tensão. A friabilidade e baixa resistência do cimento afetam a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente. Os cimentos resinosos aderem efetivamente aos pinos e às paredes do canal radicular. A técnica de cimentação utilizando broca lentulo é a mais indicada, pois cria uma camada uniforme e sem bolhas, o que distribui a tensão uniformemente.

8. Material do núcleo de preenchimento - o módulo de elasticidade do material do núcleo de preenchimento está diretamente relacionado à distribuição da tensão. Os núcleos de preenchimento mais rígidos aumentam a tensão cervical e diminuem a tensão apical, pois inibem a intrusão do pino. Sob carga cíclica, os núcleos de preenchimento em resina composta propiciam melhores resultados do que os de ionômero de vidro, e ainda permitem melhor retenção dos pinos com técnicas adesivas.

9. Desenho da coroa - o efeito de férula ou abraçamento melhora a integridade dos dentes tratados endodonticamente. Considera-se que seu efeito antagoniza o braço de forças funcionais, o efeito de cunha dos pinos cônicos, as forças laterais exercidas durante inserção dos pinos e a função mastigatória. O comprimento indicado varia de 1 a 2 mm de estrutura coronária acima da margem do término da coroa.

10. Biocompatibilidade - a resistência à corrosão deve ser considerada. Alguns relatos têm relacionado a fratura radicular à corrosão de pinos pré-fabricados. O início da corrosão se dá pelo acesso dos eletrólitos ao material metálico. Esse acesso ocorre via cimento e dentina na superfície radicular, uma vez que ambos os materiais são permeáveis à água e à solução de saliva. Uma segunda hipótese seria via microinfiltração na restauração, e a terceira hipótese, devido à fratura da raiz, produzida durante o preparo ou cimentação de pinos. De todas as ligas, as de titânio são as que sofrem menor corrosão, porém, são menos resistentes que o aço inoxidável ou liga de cromo-cobalto.

11. Posição do dente - os dentes anteriores estão expostos a forças transversais e, portanto, é aconselhável prover resistência pela preservação de estrutura e efeito de férula como parte do núcleo de preenchimento.

12. Dentes tratados endodonticamente como pilar de próteses parciais removíveis e fixas - dentes tratados endodonticamente têm um reduzido nível de propriocepção (nocicepção). Isso poderia desabilitar

reflexos protetores normais quando forças destrutivas são aplicadas. É sugerida a limitação do uso de dentes tratados endodonticamente e reconstruídos com pinos intra-radulares como pilares próteses parciais em cantilevers.

Métodos de estudos *in vitro* e sua significância clínica – a aplicação direta de resultados de estudos onde são usados modelos de fotoelasticidade e elemento finito é muito limitada, uma vez que as propriedades das estruturas simuladas, tais como isotropia, homogeneidade e elasticidade linear não são usualmente uma representação absoluta da estrutura. Em realidade, as estruturas modeladas (osso, dente, sistema do pino intra-radicular e coroa) são muito mais dinâmicas. Ainda, as características físicas dos tecidos variam dependendo do local e entre os indivíduos. Os estudos *in vitro* com dentes extraídos são afetados pelas variações nas propriedades dos dentes. Mudanças dentinárias podem ser causadas pelo conteúdo de água, condições pulpare pré-extração, idade do paciente e composição da dentina. Estes fatores afetam elasticidade do dente mudando os padrões de fratura durante a carga. O material onde os dentes são montados, geralmente resina acrílica ou gesso, não reproduzem as condições da cavidade bucal, onde o osso é elástico e há a presença de ligamento periodontal. Estudos mais recentes têm tentado simular este último, mas sua exata natureza não pode ser fielmente reproduzida.

Muitos estudos *in vitro* têm utilizado forças aplicadas diretamente, tanto na cabeça do pino quanto no núcleo de preenchimento. A coroa quando confeccionada sobre uma férula distribui forças ao longo do pino intra-radicular e raiz de maneira diferente de quando a carga é aplicada diretamente sobre o pino intra-radicular ou núcleo de preenchimento. As cargas das máquinas de ensaio universal não reproduzem forças oblíquas, torsionais e laterais de cisalhamento produzidas na mastigação. E quando são feitos carregamentos cíclicos,

estes são mantidos em velocidade constante, diferente do que ocorre durante os movimentos mandibulares.

13. Considerações práticas – os autores expõem fatores a serem considerados para se assegurar longevidade dos dentes tratados endodonticamente: o comprimento deve ser o maior possível sem enfraquecer o selamento apical ou perfurar a raiz; deve-se selecionar o menor diâmetro do pino intra-radicular para preservar o máximo de dentina, e ao mesmo tempo prover resistência; o pino intra-radicular deve ser paralelo, serrilhado, com canal de escape para o cimento, passivo e bem adaptado ao canal; dos materiais metálicos, o titânio é o mais biocompatível. Experimentos clínicos longitudinais com pinos intra-radulares de resina composta reforçados por fibra e cerâmica de zircônia ainda são escassos.

Jiménez (2001) afirmou que os pinos de fibras de vidro são mais práticos, estéticos, econômicos e conservadores que os núcleos metálicos fundidos. São biocompatíveis, resistentes à corrosão e fratura, e de fácil remoção. Sua capacidade de adesão à dentina e aos materiais resinosos permite reconstruir dentes com canais alargados, formando um monobloco que, pelo módulo de elasticidade similar ao da dentina, auxilia na distribuição da tensão ao longo da raiz. Sua incorporação às resinas aumenta a dureza e resistência ao desgaste.

Bottino *et al.* (2001) afirmaram que o objetivo da incorporação de fibras em resinas seria aumentar sua resistência. Os produtos mais recentes melhoraram suas propriedades mecânicas pela incorporação de maior quantidade de fibras (até 40-45% em volume de fibras, como o FibreKor). As fibras utilizadas com maior sucesso são as de vidro e as de polietileno. Fibras de vidro são compostas de silício, alumínio e óxidos de magnésio, e possuem melhores propriedades de flexão que as fibras de

polietileno. Fibras de polietileno possuem alta resistência à tração, porém, baixa resistência à compressão. As fibras odontológicas possuem diferentes arranjos: unidirecional, entrelaçada ou malha e trançada. Produtos unidirecionais são formados por fibras paralelas entre si e possuem alta resistência flexural (importante para próteses fixas); entretanto, durante a manipulação as fibras são espaçadas. Produtos trançados possuem feixes de fibras emaranhadas. Padrões entrelaçados ou em malha incluem, além de fibras paralelas, outras que correm perpendicularmente. Materiais reforçados com fibras são anisotrópicos: quanto mais paralela a direção da carga aplicada em relação à orientação da fibra, maior a resistência do material. A resistência melhora quanto maior volume de fibras (em quantidade excessiva não são totalmente impregnadas pela resina); distribuição uniforme de fibras na estrutura e melhor incorporação da resina. Alguns produtos são fornecidos pré-impregnados, proporcionando menor número de passos, melhores propriedades mecânicas, impregnação homogênea da resina e boa consistência de manipulação; porém, o adesivo não pode ser selecionado. Quanto aos sistemas não impregnados, o tempo de trabalho é maior, a impregnação completa das fibras é difícil e pode haver contaminação da mesma; contudo, o operador pode selecionar o adesivo. Abaixo estão resumidas características das fibras em forma de fita mais conhecidas.

Revisão de Literatura

Quadro comparativo das características mais relevantes dos produtos que requerem impregnação (Bottino *et al.*, 2001).

Produto	Fabricante	Tipo de fibra	Arquitetura da fibra	Resistência flexural	Facilidade de adaptação
GLASSPAN	GlasSpan	Vidro	Trançada	Média	Alta
FIBER-SPLINT	Polydentia	Vidro	Entrelaçada	Muito baixa	Média
RIBBOND	Ribbond	Polietileno	Entrelaçada	Baixa	Muito alta
CONNECT	Kerr	Polietileno	Trançada	Baixa	Alta
DVA FIBERS	Dental Ventures	Polietileno	Unidirecional	Baixa	Alta

Quadro comparativo das características mais relevantes dos produtos pré-impregnados (Bottino *et al.*, 2001).

Produto	Fabricante	Tipo de fibra	Arquitetura da fibra	Resistência flexural	Cores disponíveis	Facilidade de adaptação
SPLINT-IT!	Jeneric/ Pentron	Vidro	Unidirecional	Alta	1	Média
			Entrelaçada	Média	1	Alta
SPLINT-IT!	Jeneric/ Pentron	Polietileno	Unidirecional	Alta	1	Média
VECTRIS	Ivoclar	Vidro	Unidirecional	Alta	1	Realizada por máquina
			Malha	Média	1	
FIBREKOR	Jeneric / Pentron	Vidro	Unidirecional	Alta	5	Média

Quanto às características clínicas das fibras de vidro, observaram que o GlasSpan se adapta facilmente aos dentes, é acondicionado em tubos de vidro para evitar contaminação, possui boa adesividade e tem menor índice de falhas em relação a ferulizações com fios ortodônticos. Ressaltaram que a fibra de vidro Fiber-Splint é demasiada larga para uso clínico e se abre facilmente quando manipulada.

A reconstrução de dentes tratados endodonticamente com pinos fibro-resinosos foi descrita por Terry & Triolo em 2001. Segundo os

autores, os materiais utilizados em conjunto simulam as propriedades físicas dos dentes naturais, criando um complexo restaurador que devolve função e estética. Tais materiais são as fibras de polietileno, agentes de união hidrofílicos, cimento resinoso de dupla polimerização e resina composta. As fibras hidrofóbicas são tratadas com plasma de gás frio, o que as tornam hidrofílicas, permitindo molhamento completo pelo adesivo, pelo baixo ângulo de contato proporcionado; o aumento da área de superfície e dos grupos funcionais $O-C=O$ permite união química entre as fibras e a resina. O reforço com fibras aumenta a resistência à tração. A arquitetura entrelaçada do Ribbond resiste melhor ao deslocamento sob tração que as demais fitas, minimizando a propagação de fraturas por coalescência de microtrincas dentro da matriz resinosa. As fibras auxiliam a redirecionar a tensão no longo eixo da raiz. Relataram que as vantagens apresentadas por este sistema são, a flexibilidade das fibras, sessão única para colocação, proteção contra fratura radicular, melhor retenção pelo aumento da superfície retentiva resultante das irregularidades do canal e ótima estética. A principal desvantagem é a alta sensibilidade do protocolo adesivo. Estes pinos têm potencial para sucesso a longo prazo, porém mais pesquisas são necessárias para demonstrar sua efetividade.

Segundo Stewardson (2001) as principais vantagens dos pinos não-metálicos seriam, o reduzido número de fraturas radiculares (geralmente favoráveis quando ocorrem), estética melhorada, fácil remoção (exceto para pinos cerâmicos), boa biocompatibilidade (ausência de corrosão e citotoxicidade), formação de complexo biomecânico único pela união entre estrutura dentária, agente cimentante e pino, reforçando a raiz. O autor classificou pinos não-metálicos como pinos de materiais compósitos e pinos cerâmicos. Os pinos de compósitos, devido à similaridade do módulo de elasticidade ao da dentina, minimizam a ocorrência de fraturas radiculares e podem ser classificados como pinos de

fibras de carbono (Composipost, Endopost), que em versões atuais podem ser encontrados radiopacos; pinos de fibras de vidro, geralmente quartzo ou sílica-zircônia em matriz resinosa (Fibrekor, Aestheti-Post, Aestheti-Plus, Snowpost), com propriedades físicas similares às dos pinos de fibras de carbono; pinos fototransmissores (Lightpost, Luscent Anchors), compostos por fibras de vidro translúcidas, que visam facilitar a fotoativação de cimentos de dupla polimerização ou fotoativáveis e pinos de fibras de polietileno. Pinos cerâmicos (Cosmopost, Cerapost) são mais indicados com coroas de porcelana pura pela excelente estética, e pela alta resistência, dureza e biocompatibilidade. Sobre o pino FibreKor observou que a composição da matriz (até 29% em peso) é resina composta com carga inorgânica envolvendo as fibras de vidro (42% em peso), que são arranjadas longitudinalmente. São fornecidos com brocas de diâmetros correspondentes aos três tamanhos de pinos (1 mm, 1,25 mm e 1,5 mm); também estão disponíveis tamanhos intermediários (1,125 mm e 1,375 mm).

Também em 2001, o objetivo do estudo de Paulillo foi verificar a resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com diferentes técnicas de retenção intra-radicular: núcleo metálico fundido, pino metálico pré-fabricado e pino pré-fabricado de fibra de vidro e coroas protéticas metálicas, sem virola¹ e ainda, analisar o padrão de fratura. Foram selecionadas trinta raízes bovinas padronizando-se o comprimento em 17 mm, incluídas em resina poliestirênica, simulando-se o ligamento periodontal. Foram cimentadas as retenções intra-radiculares e coroas totais metálicas. Posteriormente as amostras receberam carregamento tangencial de compressão na superfície palatina com angulação de 135° em relação ao longo eixo dental até a ocorrência da fratura. Foi feita

¹ virola1 [Do fr. virole.].S. f. 1. Aro metálico que aperta ou reforça um objeto e às vezes serve para ornamento.

avaliação da espessura vestibular e constatou-se que as técnicas do núcleo metálico fundido e do pino Flexi Post promoveram maior desgaste quando comparados ao pino Fibrekor Post. A maior média de resistência à fratura foi mostrada pelo núcleo metálico fundido, não diferindo estatisticamente da média do Flexi Post; porém, ambas as médias diferiram estatisticamente do Fibrekor Post. Em relação ao padrão de fratura, as retenções intra-radulares metálicas apresentaram 90% de fraturas longitudinais no terço médio da raiz.

No mesmo ano, Carlini verificou o padrão e a resistência à fratura de dentes bovinos tratados endodonticamente e restaurados com coroas unitárias metálicas nas seguintes condições experimentais: presença ou não de 2 mm de remanescente coronário; término gengival em ombro-biselado, chanfrado e ombro e dois métodos de retenção intra-radicular: núcleo metálico fundido e pino metálico pré-fabricado rosqueado. Para tanto, 120 raízes bovinas foram tratadas endodonticamente e fixadas em cilindros de resina acrílica simulando-se o ligamento periodontal artificial. As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min e 135° até ocorrer a falha. Os resultados (ANOVA/DMMQ $\alpha=0,05$) demonstraram diferença estatisticamente significativa para as condições término gengival (ombro biselado $\geq$ chanfrado $>$ ombro), retenção intra-radicular (pino pré-fabricado $>$ núcleo metálico fundido), bem como, para as interações: remanescente x pino e remanescente x término, em que os grupos com remanescente apresentaram valores superiores aos grupos sem remanescente com diferença estatística significativa. O autor concluiu que a resistência mecânica de raízes reconstruídas proteticamente tem relação com a quantidade de remanescente coronário, método de retenção intra-radicular e formato do término gengival.

Akkayan & Gulmez (2002) relataram que muito pouco se sabe sobre a resistência de dentes tratados endodonticamente e restaurados com os recém desenvolvidos sistemas de pinos estéticos. Compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Para tanto, utilizaram 40 caninos humanos superiores onde as coroas foram removidas e as raízes receberam tratamento endodôntico. Foram formados 4 grupos de 10 elementos ($n=10$). As raízes foram restauradas com os pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia formando os grupos 1, 2, 3, e 4 respectivamente. Todos os pinos foram cimentados utilizando-se o sistema adesivo Single Bond e o cimento resinoso de dupla polimerização Rely X ARC. Posteriormente receberam núcleos de preenchimento em compósito fotoativável (Valux Plus – 3M) e coroas totais metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica simulando o ligamento periodontal por meio do material de moldagem a base de silicone (Speedex) e então adaptados à máquina de ensaio universal numa angulação de 130° em relação ao longo eixo do dentes a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados foram tabulados e submetidos ao teste estatístico de Análise de Variância de um fator (ANOVA one-way) e posteriormente ao Teste de Tukey ao nível de 1% de significância. Um teste não paramétrico (Qui-quadrado) foi utilizado para avaliar o padrão de fratura das amostras ao nível de 1% de significância. As médias encontradas (Kgf) foram 66,95; 91,20; 75,90 e 78,91 para os grupos de 1 a 4 respectivamente. Os dentes restaurados com os pinos de fibra de quartzo (grupo 2) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura ($p<,001$) em relação aos demais grupos. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia (grupos 3 e 4) apresentaram valores similares ($p>,05$). Os grupos 2 e 3 apresentaram padrões de fratura favoráveis, enquanto os grupos 1 e 4 apresentaram fraturas catastróficas, impossíveis de serem reparadas. Concluíram que

dentro das limitações apresentadas pelo estudo os maiores valores de resistência à fratura foram atribuídos ao grupo restaurados com pinos de fibra de quartzo. Fraturas reparáveis foram encontradas em canais tratados e restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

No mesmo ano, Eskitaşcioğlu *et al.* compararam pinos confeccionados de fibras de polietileno Ribbond e cimento resinoso de dupla polimerização Variolink 2 com núcleos metálicos fundidos, por meio de teste de resistência à fratura convencional e método do elemento finito (para análise do efeito da rigidez do núcleo na distribuição da tensão). Para o teste de resistência à fratura, dois grupos de incisivos centrais superiores (n=10) tiveram a coroa removida 1 mm acima da junção cimento-esmalte e foram tratados endodonticamente. Para os pinos de Ribbond, o remanescente dentário e o canal foram condicionados com ácido fosfórico e então aplicado o adesivo; duas fitas de Ribbond com 2 mm de largura, medindo o dobro da profundidade do canal (que era de 8 mm), adicionando-se 16 a 20 mm, foram impregnadas com adesivo; as fitas foram dobradas em forma de letra "V" e em sua parte interna aplicou-se o cimento. A primeira fita de Ribbond foi inserida no canal e posteriormente a outra fita em orientação perpendicular à primeira. Uma porção adicional de cimento foi aplicada e fotoativada entre as fitas que emergiam do canal. Os núcleos metálicos foram cimentados com fosfato de zinco. As amostras não foram restauradas com coroas totais. As raízes foram fixadas em blocos de resina acrílica e armazenadas em água por 24 horas antes do ensaio. Não houve diferença significativa na resistência entre os dois sistemas: 37,7 Kgf para núcleos metálicos fundidos e 33,4 Kgf para pinos de fibras de polietileno. Para análise pelo método do elemento finito foram construídos modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores restaurados com ambos os sistemas e as forças mastigatórias foram

simuladas com carga de 200 N. Por este método pôde-se observar maior concentração de tensão ao longo dos núcleos metálicos fundidos, sendo baixa a transmissão de tensão para o dente e estruturas de suporte. Com pinos de fibras, a tensão foi transferido para o dente e estruturas de suporte (especialmente na região cervical), acumulando-se menos no próprio núcleo. Porém, sete das 10 raízes com núcleos metálicos fundidos fraturaram (geralmente no terço cervical), possivelmente devido ao deslocamento do pino (que ocorreu em todas as raízes) por falta de adesão. Para os grupos restaurados com pinos de Ribbond, somente duas raízes fraturaram; em sete delas houve fratura da porção coronária do núcleo e em uma delas houve deslocamento do pino.

No ano seguinte, Newman *et al.* discutiram que a mais recente aplicação de fibras reforçadas envolvidas por compósitos são os sistemas de pinos e núcleos para restaurar dentes tratados endodonticamente. Esses sistemas têm sido utilizados clinicamente por muitos profissionais sendo que, existem poucas informações em relação às propriedades físicas desses sistemas de pinos. Compararam, *in vitro*, a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados utilizando-se três sistemas de pinos de fibra reforçados por compósito, bem como avaliaram o padrão de fratura das amostras. Noventa dentes foram distribuídos entre 8 grupos experimentais e um grupo controle (Parapost) (n=10). Oitenta dentes foram separados em dois grupos principais denominados canais "estreitos" e "folgados". Para os grupos dos canais "estreitos" os espaços para os pinos foram preparados com as brocas correspondentes aos sistemas utilizados: FibreKor, Luscent Anchors e Ribbond com 1.5, 1.6 e 2.0 mm de diâmetro respectivamente. Para o grupo dos canais "folgados" os mesmos pinos foram utilizados, porém, os canais radiculares foram alargados em 2 mm com ponta diamantada. Foram utilizados 20 pinos adicionais Ribbond com as porções coronárias de

formato e tamanho diferentes (2 tipos), denominados "Ribbond não padronizados". O ligamento periodontal foi simulado e as amostras receberam carregamento tangencial em máquina de ensaio universal a 5 mm/min até que a falha ocorresse. Os dados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância de dois fatores (ANOVA fatorial) e ao Teste T Student ao nível de 5% de significância. Os resultados desse estudo mostraram que os valores de resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de aço inoxidável foram significativamente maiores que todos os pinos de compósitos estudados. Entretanto, o padrão de fratura ou deflexão dos pinos reforçados por fibras demonstrou capacidade de proteção do remanescente de estrutura dental. Concluíram ainda, que o uso dessa nova geração de pinos é promissor; entretanto, estudos clínicos longitudinais se fazem necessários para avaliar seu desempenho.

Fernandes *et al.* (2003) realizaram revisão de literatura de 1961 a 2002 e verificaram os vários fatores que influenciam na seleção do pino intra-radicular para restauração de dentes tratados endodonticamente. Os seguintes fatores foram listados: tamanho e anatomia da raiz e largura do pino - quanto mais dentina for deixada em detrimento da largura do pino, maior a resistência do dente restaurado; a configuração do canal e adaptação do pino são fatores relevantes na decisão entre pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos. Se o pino intra-radicular selecionado se adapta intimamente ou se conforma à forma e tamanho do canal, esta pode ser a opção mais conservadora, pois menos dentina é removida, e assim ocorre aumento da resistência do dente à fratura. No entanto, para canais em forma de funil, deve-se optar pelo uso de pinos pré-fabricados de paredes paralelas e preenchimento do espaço remanescente do pino com cimento ou pino pré-fabricado cônico que se adapte intimamente às paredes do canal. Uma terceira opção, de acordo com os autores, seria a utilização de pinos pré-fabricados mais largos e,

pela remoção de estrutura dental adicional, a obtenção de íntimo contato entre o pino pré-fabricado e as paredes do canal. É também sugerido que se um canal requer preparo extenso, um núcleo metálico fundido será mais retentivo, e que um reforço radicular com compósito pode ser indicado para canais extremamente alargados antes da instalação deste. Estrutura coronária de 1,5 a 2,0 mm acima da linha de término marginal permite que seja atingida forma de resistência para o remanescente dental restaurado com coroa total. Na ausência deste remanescente, os autores sugerem o uso do núcleo metálico fundido. Em relação ao papel da pressão hidrostática, os cimentos resinosos têm sido usados em detrimento ao cimento de fosfato de zinco, sendo os de dupla polimerização lenta, os mais indicados; forma e desenho do pino pré-fabricado - os pinos pré-fabricados de paredes paralelas aumentam a retenção e produzem distribuição da tensão ao longo do seu comprimento. No entanto, é esperado que uma concentração de tensão ocorra no ápice do pino, principalmente em ápices de raízes cônicas ou estreitas. O desenho dos pinos de paredes paralelas e extremidade cônica permite preservação da porção mais apical, que é cônica e atinge retenção suficiente devido ao desenho paralelo; material do pino pré-fabricado - para atingir resultados desejáveis, o material usado para o pino pré-fabricado deveria ter propriedades físicas similares às daquelas da dentina, possuir união à estrutura dental e ser biocompatível com o ambiente bucal. Os pinos pré-fabricados mais rígidos, como os metálicos, resistem a forças maiores sem distorção, mas podem aumentar o potencial de fraturas. É relatado que pinos intraradiculares em resina composta reforçados por fibra têm propriedades mecânicas que se aproximam às da dentina. Por outro lado, sabe-se que os pinos pré-fabricados em cerâmica de zircônia possuem alto módulo de elasticidade, e que as forças são transmitidas diretamente do pino pré-fabricado para a interface do dente sem absorção de impacto. Os pinos pré-fabricados em cerâmica, rígidos, podem causar mais fraturas dos

remanescentes dentais, quando comparados aos pinos intra-radiculares em resina composta reforçados por fibra; compatibilidade do material – dentre as ligas metálicas utilizadas para pinos pré-fabricados, as de titânio são as mais resistentes à corrosão. Com a disponibilidade de pinos não metálicos, o fator corrosão foi eliminado; propriedade de união dos materiais - a união do pino à estrutura dental melhora o prognóstico dos dentes tratados endodonticamente pelo reforço da estrutura dental. Tem sido postulado que o reforço do dente deve-se à melhor distribuição da tensão pelos materiais adesivos. Recentemente, tem sido relatado que a união de materiais resinosos aos pinos pré-fabricados de resina composta é superior aos de cerâmica de zircônia. Os pinos não devem interferir nos resultados estéticos de trabalhos com coroas livres de metal. Os autores finalizam o trabalho relatando que a remoção de pinos pré-fabricados sem perda de tecido dentário seria ideal, e que neste sentido, os pinos intra-radiculares de resina composta reforçados por fibra são preferíveis aos pinos metálicos e de cerâmica de zircônia.

Grandini (2003) observou que é relativamente comum o canal apresentar-se ovóide ou alargado. Nestes casos, é possível reembasar um pino de fibras pré-fabricado com resina composta fotoativável, obtendo-se um “pino anatômico” que reproduz exatamente a morfologia do canal. Neste trabalho, a autora utilizou pino de fibras de quartzo para a técnica, reembasado com resina fotoativável de baixa viscosidade, a qual adere ao pino graças ao sistema adesivo. Verificou, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), que a espessura do cimento resinoso foi cerca de 6 vezes maior (ao longo de todo o canal) com pinos pré-fabricados quando comparados aos pinos anatômicos. Argumentou que quanto menor a espessura do cimento, mais uniforme é a distribuição das cargas oclusais e menor a contração de polimerização do cimento resinoso

(e menor a tensão por ela causado), bem como mais baixo é o número de bolhas presentes no cimento. De fato, a MEV demonstrou que com a utilização do pino anatômico houve redução significativa do número e da dimensão das bolhas no cimento resinoso. Em resumo, descreveu a técnica: após preparo do canal radicular (removendo-se áreas retentivas para permitir remoção do pino após fotoativação), este deve ser isolado com água ou glicerina líquida (que deve ser eliminada com *microbrush* e irrigação abundante antes da cimentação). A resina composta e em seguida o pino são inseridos no canal e realiza-se fotoativação inicial. Remove-se o conjunto e completa-se a fotoativação. A cimentação é feita da mesma forma que para o pino de fibras pré-fabricado. A seguir, procede-se a construção da porção coronária do núcleo. A autora ressaltou que a eficácia da técnica deve ser avaliada em estudos clínicos longitudinais.

De acordo com Zhi-Yue & Yu Xing (2003), estudos sobre o efeito do formato do pino e da férula na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente são controversos. Propuseram-se à analisar, *in vitro*, o efeito do formato de pinos e da férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com coroas totais metalocerâmicas. Quarenta e oito dentes receberam tratamento endodôntico e foram distribuídos em 4 grupos de 12 elementos (n=12). Os seguintes tratamentos foram avaliados: grupo A: dentes restaurados com coroas metalocerâmicas como grupo controle; grupo B: 2 mm de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo C: ausência de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo D: 2 mm de férula/pino metálico pré-fabricado + núcleo de preenchimento/coróa total. As amostras foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (sem a simulação do ligamento periodontal) e acopladas à máquina de ensaio

universal formando 135° com o longo eixo dental a 0,02 cm/min. Análise de variância de dois fatores e um teste não paramétrico (Qui-quadrado) foram utilizados para comparar os resultados. Pelos resultados encontrados na análise de variância, foi aplicado posteriormente o teste de Newman-Keuls de comparações múltiplas aos pares ($P < ,05$). Houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro grupos estudados ($P < ,01$). O grupo B apresentou os maiores valores de resistência à fratura ($1793,59 \pm 387,93$ N). Não houve diferença de valores de resistência à fratura entre os outros três grupos. Os autores concluíram que, respeitando-se as limitações do estudo tais como: a não simulação do ligamento periodontal e a utilização de carga contínua, nenhum dos tipos de retenções aumentaram a resistência dos dentes tratados endodonticamente à fratura. Aqueles preparados com 2 mm de férula mais efetivamente melhoraram a resistência à fratura dos dentes restaurados com os tradicionais núcleos metálicos fundidos. Relataram que futuros estudos adicionais devem incorporar termociclagem e ciclagem mecânica.

Pizi (2003) avaliou, *in vitro*, a resistência e o padrão de fratura de coroas cerâmicas Cergogold/Duceragold (Degussa), após fixação adesiva sobre diferentes reconstruções: (G1) preparo coronário em dentina, (G2) resina composta (Z250), (G3) pino de fibra de vidro (Fibrekor), (G4) pino de fibra de vidro reembasado em resina composta (Fibrekor + Z250), (G5) núcleo em cerâmica prensada (Cergogold), (G6) núcleo metálico fundido (liga cobre-alumínio). Sessenta incisivos bovinos tratados endodonticamente, com dimensões médias semelhantes, foram incluídos em cilindros de resina de poliestireno com reprodução do ligamento periodontal. As coroas foram fixadas e armazenadas em ambiente com 100% de umidade a 37 °C durante 24 horas e submetidas ao carregamento tangencial de compressão sob angulação de 135° com o longo eixo da raiz e velocidade de 0,5 mm/min até a falha. Os valores de

resistência à fratura (Kgf) foram tabulados e submetidos à análise de variância e posteriormente ao teste de Tukey, $42,7 \pm 10,3$ (G1)a; $42,0 \pm 10,9$ (G6)ab; $31,7 \pm 6,1$ (G3)bc; $31,5 \pm 4,7$ (G4)bc; $27,0 \pm 6,4$ (G5)c; $22,2 \pm 8,6$ (G2)c. O grupo com preparo em dentina apresentou os maiores valores numéricos, semelhante apenas ao grupo com núcleo metálico fundido. Os dois grupos com fibra de vidro foram semelhantes entre si, e só diferiram do grupo com preparo em dentina. Os grupos preenchidos apenas com resina composta e com núcleo em cerâmica apresentaram resultados inferiores. Quanto ao padrão de fratura, os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro tiveram comportamento semelhante ao grupo com remanescente dentinário na porção coronária e o único grupo que apresentou fratura radicular com envolvendo estrutura dental foi o grupo restaurado com núcleo metálico fundido.

Kaizer, ainda em 2003, avaliou a resistência à fratura de dentes despulpados reconstruídos com pinos de fibras de polietileno ou pinos dentários. Para tanto, foram selecionados 60 caninos superiores seccionados na junção cimento-esmalte, tratados endodonticamente (canais desobturados até 8 mm de profundidade) e fixados em blocos de resina acrílica. Os espécimes foram distribuídos em quatro grupos (n=15): preparo convencional dos canais e confecção de pinos de fibras de polietileno Ribbond; preparo convencional dos canais e pinos dentários; canais medianamente alargados e pinos dentários; canais amplamente alargados (espessura de paredes de 0,5 mm no terço cervical) e pinos dentários. Nos grupos 1 e 2, os canais foram alargados até a broca Largo nº 4; para os grupos 3 e 4, os canais foram desgastados seqüencialmente, simulando raízes medianamente ou amplamente destruídas, respectivamente. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso Enforce. A porção coronária dos núcleos foi construída com resina

composta reforçada por titânio Ti-Core. Após 24 horas de armazenamento em água destilada, os espécimes foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura sob compressão em máquina de ensaio universal, formando ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, ($v=0,5\text{mm/min}$). Os valores de resistência à fratura (Kgf) foram (ordem decrescente): grupo 3 - 58,67; grupo 2 - 53,30; grupo 4 - 47,91; grupo 1 - 45,46. Houve diferença significativa apenas entre os grupos 1 e 3. Em relação ao padrão de fratura, observou-se: ampla predominância de fratura da porção coronária do núcleo no grupo 1; padrão variado de fraturas (tanto radiculares como do pino e/ou porção coronária) nos grupos 2 e 3; fratura de 100% das raízes no grupo 4. O autor concluiu que a resistência à fratura foi similar entre grupos reconstruídos com pinos dentários ou pinos de fibras de polietileno; com pinos de fibras de polietileno houve ampla predominância de fratura do pino e/ou da porção coronária do núcleo; com pinos dentários a fratura foi predominantemente no terço cervical da raiz, pino e/ou da porção coronária do núcleo; em canais alargados, houve principalmente fraturas de raiz com pinos dentários.

Mitsui *et al.* (2004) avaliaram a influência da espessura da dentina na resistência à fratura de raízes experimentalmente debilitadas contendo sistemas de retenção intra-radicular e submetidas à ciclagem térmica e mecânica. Foram preparas 288 raízes divididas em 24 grupos ($n=12$), de acordo com: a condição da raiz – hígida (H), semi-debilitada (SD), debilitada (D); tipo de retenção – núcleo metálico fundido (NMF), núcleo de resina composta (NR), pinos pré-fabricados metálicos (M) Radix-Anker ou de fibra de carbono (C) Aestheti-Post, presença ou não de envelhecimento, através de ensaios de ciclagem térmica e mecânica. Após a fixação dos pinos às raízes, as amostras destinadas aos ensaios de envelhecimento foram submetidas a 5.000 ciclos térmicos (5 e 55°C/60 s banho) e 100.000 ciclos de carga (80N). Todas as amostras foram

submetidas ao teste de compressão oblíqua ($v=0,5$ mm/min). Todos os grupos restaurados com pinos de resina não resistiram ao ensaio de ciclagem mecânica. Após análise estatística (ANOVA e teste de Tukey – $p<0,05$), não foi verificada diferença entre os grupos envelhecidos ou não. Porém, foi encontrada diferença estatística entre os fatores “condição da raiz” e “tipo de retenção” dentro das seguintes médias (Kgf): NMF/H: 76,74Aa; NMF/SD: 77,76Aa; NMF/D: 64,16Ab; M/H: 59,37Ba; M/SD: 55,29Ba; M/D: 53,14Bb; C/H: 43,11Ca; C/SD: 39,72Ca; C/D: 36,97Ca (letras maiúsculas – pinos / letras minúsculas – raiz). Concluíram que a quantidade de remanescente atua como um fator determinante na resistência à fratura de raízes com diferentes sistemas de retenção intraradicular, independentemente do fator envelhecimento.

Fokkinga *et al.* (2004) executaram revisão sistemática de dados de estudos laboratoriais sobre a carga de falha e modos de falha de pinos de pré-fabricados de fibras, metálicos e cerâmicos. Após revisão de 1984 artigos do MEDLINE entre 1984 e 2003, 12 artigos foram selecionados. Os critérios de inclusão foram: comparação entre pinos pré-fabricados de fibras com qualquer outro tipo de pinos; dentes unirradiculares e resina composta como material de reconstrução coronária. Os autores observaram que núcleos metálicos fundidos mostraram cargas de falha significativamente maiores que pinos de fibras, e pinos cerâmicos apresentaram cargas menores. O modo de falha foi significativamente mais favorável com pinos de fibras quando comparados aos pinos metálicos ou núcleos metálicos fundidos, provavelmente devido ao fato de os pinos de fibras possuírem módulo de elasticidade similar ao da dentina. Entretanto, relataram que quando pinos de fibras com diâmetros maiores forem usados, sua rigidez também será aumentada. Pinos cerâmicos, apesar de mais resistentes que pinos de fibras, fraturam

com cargas mais baixas por serem muito friáveis; o pino cerâmico geralmente fratura antes que a raiz.

Morgano *et al.* (2004) dissertaram sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente. Afirmaram que pinos intra-radulares enfraquecem dentes despolpados, ao invés de reforçá-los, devendo ser indicados apenas quando não há estrutura coronária suficiente para suportar a restauração dentária. Quando o comprimento do pino é adequado (similar à altura da coroa clínica), a taxa de insucesso é de apenas 2,5%. Coroas totais com férula em dentes despolpados mostram maior resistência à fratura *in vitro* que coroas sem férula, bem como maior taxa de sucesso clínico (deve haver pelo menos 1,5 a 2 mm de estrutura dental sadia acima da margem da coroa em torno de todo o preparo). Ressaltaram que em dois estudos encontraram aumento do potencial para fratura da raiz com pinos cônicos; porém, em outra pesquisa não encontraram diferenças na distribuição da tensão entre pinos cônicos e paralelos. Em dentes unirradulares, pinos cônicos são mais recomendados que os paralelos porque os canais recebem conformação cônica após instrumentação endodôntica. Para alcançar maiores taxas de sucesso com núcleos metálicos fundidos em dentes unirradulares, recomendaram que os mesmos devem ser tão longos quanto possível, preservando-se 4 a 5 mm do selamento apical; seguir a conicidade natural do canal instrumentado, conservando estrutura dentária; deve haver um *stop* coronário para o núcleo, diminuindo o efeito de cunha no interior da raiz e obtenção de férula, se possível. Quando há remanescente de mais de 50% da estrutura dental coronária, pode-se indicar pinos pré-fabricados para confecção de núcleo de preenchimento. Pinos rosqueados são mais retentivos que os passivos, porém, predispõem à fratura da raiz. A retenção de pinos passivos é maior quando são paralelos e rugosos. Estudos *in vitro* indicaram que pinos de fibras são menos resistentes que

núcleos metálicos fundidos, e sua resistência diminui com armazenamento em água ou termociclagem. Por serem flexíveis, teoricamente podem contribuir para falhas no selamento da coroa, especialmente quando o efeito férula estiver reduzido.

O objetivo de Resende (2005) foi avaliar a influência da altura do remanescente coronário e de diferentes tipos de retenções intra-radulares na resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais confeccionadas em resina composta laboratorial nas seguintes condições: ausência de remanescente coronário ou presença de um ou dois milímetros e cinco métodos de retenção intra-radicular. Cento e cinquenta dentes bovinos foram selecionados padronizando-se as dimensões das raízes. As coroas foram seccionadas e as raízes remanescentes receberam tratamento endodôntico e foram divididas, aleatoriamente, em quinze experimentais (n=10): G1 - pino de fibra de vidro (FV) e 0 mm; G2 - FV e 1 mm; G3 - FV e 2 mm; G4 - pino pré-fabricado metálico (PM) e 0 mm; G5 - PM e 1 mm; G6 - PM e 2 mm; G7 - pino de fibra de carbono (FC) e 0 mm; G8 - FC e 1 mm; G9 - FC e 2 mm; G10 - núcleo metálico fundido (NMF) e 0 mm; G11 - NMF e 1 mm; G12 - NMF e 2 mm; G13 - preenchimento do canal radicular com resina composta (RC) e 0 mm; G14 - RC e 1 mm; G15 - RC e 2 mm. As coroas totais foram cimentadas com cimento resinoso e as raízes foram fixadas em resina poliestirênica, simulando-se o ligamento periodontal com material de moldagem à base de poliéter. As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão, sob um ângulo de 135° a 0,5 mm/min até ocorrer a falha. Os resultados (ANOVA / Tukey $\alpha=0,05$) demonstraram que na ausência de remanescente, o grupo RC apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com FC, FV e PM; o grupo restaurado com NMF apresentou os menores valores médios de resistência à fratura. Na presença de 1 mm de remanescente o grupo

PM apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com FV, NMF e RC e o grupo FC apresentou os menores valores médios. Na presença de 2 mm de remanescente, os diferentes tipos de retenções não promoveram diferenças entre os valores médios de resistência à fratura. Para os grupos restaurados com FV, FC e NMF, a altura do remanescente não influenciou nos resultados. Para os grupos PM, a altura de 1 mm proporcionou os maiores valores de resistência à fratura e o grupo com 2 mm de remanescente apresentou os menores valores. No grupo RC, a ausência de remanescente dental coronário promoveu os melhores resultados e o grupo com 1 mm de remanescente apresentou os piores resultados. A análise geral dos padrões de fratura demonstrou que 68% das fraturas atingiram os terços apical ou médio. Os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro apresentaram os melhores padrões de fratura, enquanto os restaurados apenas com resina composta apresentaram os piores padrões de fratura.

No mesmo ano, Grandini *et al.* propuseram a técnica do pino anatômico como rotina clínica para canais de forma irregular ou alargados. Ressaltaram que na última situação é contra-indicada a remoção adicional de dentina na busca de uma melhor adaptação do pino ao canal. Significativa melhora na adaptação dos pinos de fibras pode ser conseguida com o pino anatômico, geralmente superior a de qualquer pino pré-fabricado. A adaptação precisa proporciona uma fina e uniforme película de cimento resinoso, que favorece a retenção do pino e previne falhas adesivas e deslocamento precoce do mesmo. Além disso, a técnica dispensa envolvimento laboratorial. O procedimento pode ser utilizado sempre que a adaptação do pino ao canal for imperfeita. Descreveram a confecção de um pino anatômico em um incisivo central superior com fratura coronária acima do terço médio. Após tratamento endodôntico,

verificou-se adaptação inadequada do pino pré-fabricado ao canal radicular. Inicialmente, foram removidas as retenções presentes no interior do mesmo, que foi então lubrificado com glicerina. Após inserção da resina, o pino foi introduzido em seu interior. O conjunto foi fotoativado por 20 s e removido do canal procedendo-se a fotoativação adicional por 20 s. A seguir, verificou-se a adaptação do pino reembasado ao canal. A cimentação foi executada de forma convencional com cimento resinoso.

Naumann *et al.* (2005), avaliaram o desempenho clínico de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibras de vidro. Fizeram parte da amostra, dentes com graus variados de perda de estrutura dentária, sendo que, a maioria não possuía nenhum remanescente coronário e em diversas situações, a embocadura do canal estava excessivamente alargada. Foram confeccionadas coroas totais ou próteses fixas em 79% dos casos. Cento e cinco dentes foram restaurados com 51 pinos de fibra de vidro Luscent Anchors cônicos (40 pacientes) e 54 pinos FibreKor (43 pacientes), com diâmetro de 1,00 mm, 1,25 mm ou 1,5 mm, de acordo com o diâmetro do canal. Cada paciente recebeu apenas um tipo de pino. No grupo com Luscent Anchors, havia maior número de pacientes com atrição, dentes com coroas totais ou próteses fixas, bem como maior número de dentes com mobilidade. Foi realizada cimentação com sistema adesivo EBS-Multi e cimento resinoso de dupla polimerização Compolute; para reconstrução coronária foi utilizada resina composta Clearfil Core. Todas as restaurações foram observadas durante 24 meses. Após 12 meses, 3,8% das restaurações falharam. Não houve nenhum caso de deslocamento do pino e apenas dois pinos fraturaram. Uma fratura não-restaurável ocorreu na raiz mesial de um molar inferior (o pino foi cimentado na raiz distal). Após 24 meses, 11,4% das restaurações falharam. Dois pinos deslocaram, sete fraturaram, uma raiz fraturou de forma não-reparável e houve falha adesiva da porção coronária de um

núcleo. Doze das 16 falhas ocorridas em 24 meses foram em dentes sem nenhum remanescente coronário. Não houve diferença significativa entre os dois tipos de pinos em relação ao número de falhas durante dois anos de avaliação clínica.

Kaiser (2006) avaliou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e reconstruídos com núcleos metálicos fundidos ou com diferentes procedimentos restauradores empregando pinos de fibras de vidro. Para tanto, foram selecionados 50 caninos seccionados na junção cimento-esmalte, tratados endodonticamente e fixados em blocos de resina acrílica. As amostras foram distribuídas aleatoriamente em cinco grupos experimentais (n=10): G1- núcleo metálico fundido (grupo controle); G2-pino de fibra de vidro convencional FibreKor nº 2 (1,25 mm de diâmetro); G3- pino de fibra de vidro envolvido por fitas de fibra de vidro (*Interlig*); G4- pino de fibras de vidro associado a pinos acessórios de fibra de vidro (*Reforpin*); G5- pino anatômico (pino de fibra de vidro reembasado com resina composta de baixa viscosidade, *Filtek Flow*). O preparo dos canais foi realizado simulando-se raízes enfraquecidas. Foi utilizada ponta diamantada 1016HL (diâmetro de 1,8 mm), numa profundidade de 10 mm no interior dos canais (profundidade total do preparo). A seguir, uma ponta diamantada 3017HL (diâmetro de 2,5 mm) foi utilizada na profundidade de 5 mm. Foi utilizado sistema adesivo *Scotchbond Multi-Use Plus* e cimento resinoso Rely X CRA para cimentação dos pinos e coroas totais metálicas. Os espécimes foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37°C e submetidos ao ensaio de compressão em máquina de ensaio universal em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz ($v=0,5$ mm/min). Os valores de resistência à fratura (Kgf) em ordem decrescente foram: G1- 110,85; G4- 93,88; G5- 89,34-; G3- 79,07 e G2- 76,04, sendo que a análise estatística (ANOVA e Tukey) demonstrou haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos 1 e 2, e

entre os grupos 1 e 3. A análise do padrão de fratura demonstrou que para o G1, todas as raízes fraturaram (60% no terço médio); para os grupos 2 e 4, ocorreram 40% de fraturas no terço cervical da raiz; para o G3 houve predominância de fraturas no terço cervical da raiz (60%) e para o G5, 50% das falhas ocorreram na porção coronária do núcleo. O autor concluiu o trabalho salientando sobre a necessidade de realização de ensaios variando a quantidade de remanescente coronário a fim de avaliar o papel do efeito férula sobre a resistência e o modo de fratura de raízes com diferentes graus de alargamento do canal, objetivando verificar qual o limite de perda de estrutura dentária em que as técnicas avaliadas serão eficientes.

Silva em 2006 relatou que o alargamento do canal radicular aumenta o risco de fratura dentária, e que ainda não está clara a influência dos materiais e técnicas empregados para restaurar dentes com tais características. Avaliou o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência e modo de fratura, bem como a deformação de raízes com canais alargados. Para tanto, foram selecionadas 135 raízes bovinas com dimensões semelhantes, tratadas endodonticamente, distribuídas aleatoriamente em 9 grupos experimentais (n=15). Os canais foram preparados com 10 mm de profundidade, 1,5 mm de diâmetro e férula com 0,5 mm de profundidade e 2 mm de extensão. Dois grupos de referência foram restaurados com retentores intra-radulares fundidos em níquel-cromo (NMF) e pino de fibra de vidro (PFV) com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos os canais foram alargados na profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina em 0,5 mm no terço coronário da raiz. Os canais alargados (ca) foram restaurados com: núcleo metálico fundido (caNMF); pino de fibra de vidro (caPFV); pinos de fibra de vidro associado a pinos de fibra de vidro acessórios (caPFVpa);

preenchimento direto com resina composta nos terços cervical e médio após a cimentação do pino (caPFVrd); preenchimento direto com resina composta associado a pinos de fibra de vidro acessórios após a cimentação do pino (caPFVrdpa); pino reembasado com resina composta de forma indireta (caPFVri); pino reembasado com resina composta de forma indireta associado a pinos de fibra de vidro acessórios (caPFVripa). Todos os procedimentos de cimentação foram realizados com cimento resinoso de ativação química. Os núcleos de preenchimento foram confeccionados em resina composta e restaurados com coroas totais metálicas. As amostras foram submetidas a 3×10^5 ciclos de fadiga mecânica com 50 N de carga. Em 5 amostras de cada grupo 2 extensômetros foram aderidos às raízes, sendo um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do nível cervical da coroa no centro da raiz, para mensurar a deformação das mesmas sob carregamento contínuo de 0 a 100 N. A resistência à fratura (N) das amostras foi então mensurada em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga tangencial (135°). Os dados foram submetidos à análise de variância fatorial (2×2) e Tukey ($\alpha=0,05$). O padrão de fratura foi classificado de acordo com o grau de comprometimento da estrutura dentária em catastrófica ou reparável. A análise estatística demonstrou significativa redução da resistência à fratura para os grupos restaurados com NMF, bem como, maior porcentagem de fraturas catastróficas. Valores de resistência à fratura comparável ao NMF e padrão reparável foram observados para raízes com canais alargados, sempre que a resina composta ou pinos de fibra acessórios foram utilizados. Não houve diferença estatisticamente significativa na deformação externa das raízes entre os grupos estudados. A autora concluiu que o uso de pinos de fibra de vidro associado ao preenchimento com resina composta e/ou pinos de fibra de vidro acessórios, parece ser mais indicado como alternativa ao núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas, devido ao menor risco de fraturas catastróficas.

Pedrosa Filho (2006) avaliou a resistência ao cisalhamento por extrusão, de pinos de fibra de vidro reembasados ou não com compósito, cimentados com cimento resinoso em dentina intra-radicular, avaliando os segmentos cervical, médio e apical. Foram selecionados 20 incisivos bovinos, com dimensões semelhantes. As porções coronárias foram removidas e o comprimento das raízes padronizado em 16 mm. As mesmas foram incluídas em resina acrílica e receberam tratamento endodôntico e preparo do canal para cimentação do pino e foram divididas aleatoriamente em 2 grupos experimentais (n=10). As amostras do grupo 1 foram apenas cimentadas aos canais, e para o grupo 2, os pinos foram reembasados com resina composta previamente à cimentação. Após a cimentação, foi realizada a secção dos segmentos radiculares e as amostras foram submetidas ao ensaio push-out em máquina de ensaio universal com ponta cilíndrica (1 mm de diâmetro), à velocidade de 0,5 mm/min. Os valores registrados foram submetidos à Análise de Variância e Tukey ao nível de 5% de significância. Foram obtidos os seguintes resultados de resistência de união (MPa): grupo 1, terços cervical= $6,24 \pm 2,68(b)$, médio= $4,27 \pm 2,00(b)$, e apical= $4,46 \pm 2,82(b)$; grupo 2, terços cervical= $11,83 \pm 1,69(a)$, médio= $11,81 \pm 3,86(a)$, e apical= $10,39 \pm 2,44(a)$. Os pinos de fibra de vidro reembasados com compósito apresentaram valores superiores estatisticamente em todos os segmentos quando comparados aos pinos de fibra de vidro apenas cimentados aos canais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os terços para cada grupo avaliado. A partir dos resultados a autor concluiu que a técnica do reembasamento mostrou-se efetiva, pela melhora da retenção do pino de fibra de vidro estudado.

Naumann *et al.* (2006), compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com férulas incompletas da coroa.

Devido a situações como sobrecarga oclusal, injúria traumática e processos cariosos, é comum ser impossível a obtenção de abraçamento de tecido dental sadio em toda a circunferência da coroa, caracterizando uma férula incompleta. Quarenta incisivos centrais superiores foram distribuídos em 4 grupos experimentais (n=10): 1) férula completa (360°) com 2 mm de altura; 2) férula de 2 mm interrompida na face vestibular; 3) férula de 2 mm interrompida na face lingual; 4) férula de 2 mm interrompida nas faces proximais. Após o preparo dos canais com 8 mm de profundidade, pinos de fibras de vidro foram cimentados (Fibrepoinsts Root Pins Glass) com cimento resinoso (Rely X Unicem) e a porção coronária dos núcleos foi confeccionada com resina composta (Clearfil Core). Coroas de cerâmica pura (Empress II) foram cimentadas sobre os núcleos com o mesmo cimento resinoso. Após a fixação em blocos de resina acrílica, oito espécimes de cada grupo foram expostos à ciclagem térmica (6.000 ciclos entre 5 e 55°C, 2 minutos cada ciclo) e à carga dinâmica (1,2 milhões de ciclos, equivalendo a 5 anos de mastigação, força de 50 N) com ângulo de 135° com o longo eixo da raiz. Os espécimes sobreviventes (sete dos grupos 2 e 3, cinco do grupo 4 e todos os do grupo 1) foram submetidos à carga estática em máquina de ensaio universal (v=1 mm/min). O grupo 3 apresentou os maiores valores de resistência a fratura em Kgf (91,67 - ausência de férula na face lingual). Com a ausência de férula na face vestibular (grupo 2), a resistência foi de 67,09 e para os grupos com férula completa (grupo 1), 51,18. O menor valor (36,70) foi obtido com a ausência de férula nas proximais (grupo 4). Dois espécimes de cada grupo foram submetidos somente à carga estática, apresentando valores similares àqueles submetidos à carga dinâmica. O tipo de fratura mais freqüente foi a fratura oblíqua estendendo-se da margem cervical da face lingual da raiz até o terço médio da face vestibular (fratura desfavorável à reabilitação dentária). Os autores concluíram que apesar dos altos valores

de resistência, a férula incompleta está associada com maior propensão à fratura dentária e maior variação na resistência à fratura.

Qing *et al.*, em 2007, relataram que as informações publicadas são ambíguas a respeito da resistência de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra. Adicionalmente, pouco se sabe sobre o desempenho biomecânico dos pinos de fibra de vidro e zircônia. Neste estudo *in vitro*, investigaram a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente e preparados com 2 mm de férula, restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia e núcleos de preenchimento ou núcleos metálicos fundidos. Todas as amostras foram restauradas com coroas totais metálicas em níquel-cromo. Os espécimes foram carregados com carga estática num ângulo de 135° com o longo eixo da raiz até a falha. Grupos restaurados com pinos pré-fabricados exibiram cargas significativamente mais baixas de fratura que o grupo de controle ($P=.004$). Todos os espécimes exibiram fraturas de raiz, a maioria no sentido oblíquo, com trinca iniciando na margem cérvico-palatal e propagando na direção lábio-apical. Dentro das limitações deste estudo, os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia demonstraram cargas significativamente mais baixas de falha quando comparados aos núcleos metálicos fundidos. Todos os espécimes apresentaram fraturas de raiz.

Maccari *et al.*, também em 2007, relataram que muitos sistemas de pinos estão disponíveis aos clínicos, contudo, nenhum consenso existe sobre qual deles é melhor para restaurar os dentes tratados endodonticamente. Neste estudo, avaliaram a resistência à fratura de dentes com canais alargados e restaurados com dois sistemas reforçados por fibras de vidro, fibra de quartzo e núcleos metálicos fundidos. Para tanto, selecionaram trinta dentes anteriores que tiveram

suas coroas removidas abaixo da junção cimento-esmalte e foram tratados endodonticamente. Os canais foram preparados para fixação dos pinos e as paredes dos canais foram alargadas com pontas diamantadas. As raízes preparadas foram divididas aleatoriamente em três grupos de acordo com o sistema de pinos. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso. Os núcleos de preenchimento foram construídos com resina composta. As coroas metálicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os espécimes foram carregados em 45º graus em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha. As fraturas foram classificadas como reparáveis ou não reparáveis. Os dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram resistência à fratura duas vezes maior em relação aos grupos restaurados com pinos pré-fabricados. Os pinos reforçados com fibra falharam com carga compressiva comparável às circunstâncias clínicas, mas todas as falhas foram reparáveis. A resistência e o modo de fratura de dentes anteriores com os canais alargados variaram de acordo com o tipo de pino usado para suportar a coroa. Sob as circunstâncias deste estudo, os núcleos metálicos fundidos são preferíveis para restaurar dentes tratados endodonticamente, com canais alargados e nenhuma virola.

Tay & Pashey (2007) relataram que o termo monobloco tornou-se familiar na literatura endodôntica com interesse recente na aplicação da tecnologia adesiva à dentina na endodontia. O “monobloco endodôntico” gerou discussão entre acadêmicos e clínicos de como se poderia melhorar a qualidade de selamento no preenchimento do canal e fortalecer as raízes. Esta revisão tenta fornecer um significado mais amplo ao termo monobloco e analisar como esta definição pode ser aplicada aos materiais que foram usados no passado e são utilizados no presente para reabilitação do espaço do canal radicular. O potencial de materiais adesivos atualmente disponíveis em alcançar unidades mecanicamente homogêneas com a

dentina radicular foi discutido em relação ao conceito clássico de que o termo monobloco foi empregado primeiramente na odontologia restauradora e subsequente na endodontia. O monobloco foi classificado como primário, secundário, e terciário, dependendo do número de interfaces entre o substrato adesivo e o material de preenchimento. No monobloco primário, há somente uma interface entre o material de preenchimento e a dentina radicular. No monobloco secundário, há duas interfaces; uma entre o pino e o cimento, e outra entre o cimento e a dentina radicular. No monobloco terciário, uma terceira camada seria interposta entre o pino e o cimento. Concluíram que, embora o conceito de se criar uma unidade mecanicamente homogênea seja excelente na teoria, este monobloco torna-se mais complexo à medida que mais interfaces são incorporadas.

2.4 – O LIGAMENTO PERIODONTAL

Coolidge (1937) verificou a espessura do ligamento periodontal em 172 dentes humanos. A espessura foi medida na altura da crista alveolar (0,39 mm), no terço médio da raiz (0,17 mm) e no ápice radicular (0,21 mm). Observou também que a espessura diminuiu com o avanço da faixa etária. Em dentes submetidos às forças mastigatórias a média encontrada foi de 0,18 mm, sendo proporcional à intensidade mastigatória. Nos dentes em tratamento ortodôntico a espessura do ligamento foi consideravelmente mais delgada no lado de compressão e mais espessa no lado de tração.

Kern *et al.*, no ano de 1993, avaliaram a resistência à fratura de próteses adesivas de cerâmica (In-Ceram) fixadas sobre dentes humanos. Avaliou-se a presença ou ausência do ligamento periodontal artificial, bem como o carregamento cíclico em meio oral artificial (1.250.000 ciclos) e o carregamento estático. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos que receberam carregamento cíclico e os que receberam apenas carregamento estático. O uso de ligamento periodontal artificial reduziu a diferença dos valores médios entre os grupos com os dois tipos de carregamento (cíclico e estático).

Scharnagl, em 1998, avaliou a influência da simulação do ligamento periodontal na realização de ensaios de resistência à fratura sobre restaurações indiretas confeccionadas com o sistema cerâmico In-Ceram. Inicialmente foram realizados testes de simulação de movimentação dental em mandíbulas de suínos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido com o ligamento periodontal artificial. Foram utilizados diversos materiais elastoméricos para realização

dos testes: silicone polimerizado por adição, silicone polimerizado por condensação e poliéter. A utilização do material de moldagem à base de poliéter (Impregum) associado à aplicação do adesivo (Polyether Adesive) proporcionou a obtenção dos melhores resultados. O autor relatou que a simulação do ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões durante os ensaios de resistência à fratura realizados em experimentos laboratoriais.

A importância da presença do ligamento periodontal artificial para se avaliar o padrão de fratura foi descrita por Soares *et al.*, em 2002. Foram selecionados 80 dentes bovinos com dimensões semelhantes incluídos em resina acrílica (AC) e resina poliestirênica (PC) utilizando-se três materiais para simulação do ligamento periodontal: 1 – controle (ausência do ligamento); 2 – poliéter; 3 – polissulfeto; 4 – borracha de poliuretano. Os mesmos foram incluídos e armazenados a 37° e 100% de umidade durante 24 horas. Após esse período, as amostras foram submetidas à carga de compressão tangencial na borda incisal a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dental. Os padrões de fratura foram analisados em quatro diferentes níveis: 1 – fratura coronária; 2 – fratura na junção cimento-esmalte; fratura radicular parcial; 4 – fratura radicular total. Encontraram diferença estatisticamente significativa entre os métodos de inclusão sendo que, o ligamento periodontal artificial modificou a distribuição da carga. A resina de poliestireno associada ao material à base de poliéter pareceu ser o melhor método de inclusão.

3 – PROPOSIÇÃO

Considerando a gama de materiais e técnicas disponíveis para reconstrução de elementos com grande perda de estrutura coronária, o propósito deste estudo foi:

- Avaliar a influência da altura do remanescente dental coronário (0 e 2 mm), diferentes tipos de retenções intra-radiculares (pino pré-fabricado de fibra de vidro, pino pré-fabricado de fibra de vidro reembasado com resina composta, fibra de polietileno, resina composta e núcleo metálico fundido), e coroas totais (cerômero e cerâmica pura) na resistência à fratura de raízes bovinas tratadas endodonticamente;
- Analisar o padrão de fratura após o carregamento tangencial de compressão.

4 – MATERIAIS E MÉTODO

4.1 – MATERIAIS

Para realização do estudo foram utilizados os materiais descritos no **Quadro 1** a seguir:

Quadro 1

Principais materiais utilizados no estudo, respectivos fabricantes e breve descrição.

MATERIAL	FABRICANTE	DESCRIÇÃO
Pino de fibra de vidro REFORPOST nº 1 e 3	Angelus Ind., Londrina, PR – Brasil.	Pino pré-fabricado de fibra de vidro paralelo, serrilhado de ápice cônico com 1,1 e 1,5 m de diâmetro.
Sistema de fibras Ribbond	Ribbond Inc., Seattle – USA.	Sistema de fibras de polietileno.
FILTEK Z250	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Compósito odontológico fotoativado por luz no comprimento de onda visível com 66% de partículas sinterizadas em peso.
Rely X™ ARC	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Cimento resinoso de dupla polimerização.
Scotchbond Multi-Use Plus	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Sistema adesivo dentinário em 2 frascos – primer e adesivo.
IMPREGUM™ Soft	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Material de moldagem à base de poliéter.
Sistema Cerâmico CERGOGOLG	DEGUSSA	Cerâmica injetada à base de feldspato e leucita.
Resina Composta Laboratorial CRISTOBAL	DENTSPLY/CERA MCO, NEWAVE, New York, NY – USA.	Compósito odontológico fotoativado por luz halógena com 74% em peso de borossilicato de bário.
Liga??		
Imprint	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Silicona de adição.

4.2 – MÉTODO

4.2.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os fatores em estudo foram a retenção intra-radicular em 5 níveis experimentais: pino pré-fabricado de fibra de vidro, pino pré-fabricado de fibra de vidro reembasado com resina composta, fibra de polietileno cimentada no canal radicular com cimento resinoso, preenchimento do canal radicular com resina composta e núcleo metálico fundido; o remanescente dental em 2 níveis: ausência e presença de dois milímetros; e o material da coroa em 2 níveis: cerômero e cerâmica pura. A variável resposta foi a resistência e o padrão de fratura observados em 200 unidades experimentais distribuídas entre os tratamentos em um delineamento inteiramente ao acaso em esquema fatorial 5x2x2.

4.2.2 – EXECUÇÃO DO PROJETO PILOTO

Previamente à execução do projeto principal foi realizado um experimento para familiarização com a metodologia a ser utilizada, bem como para verificação da ocorrência de imprevistos para que estes fossem minimizados na execução do projeto definitivo. Para realização desta etapa foram utilizados 60 incisivos bovinos divididos em 20 grupos (n=3) de acordo com o item 4.2.4.

4.2.3 – SELEÇÃO E OBTENÇÃO DAS DIMENSÕES DOS DENTES

Foram coletados 845 incisivos bovinos no Frigorífico “Triângulo” na cidade de Uberlândia-MG. Destes, 419 dentes que possuíam anatomia ou dimensões discrepantes e ápices visivelmente abertos foram descartados. Os demais (319 dentes) receberam raspagem e limpeza com curetas periodontais (Duflex, SS White, São José dos Pinhais, PR - Brasil), lâminas de bisturi (BD, Huaian, Jiangsu - China) escovas de Robinson com pasta de pedra pomes (SS White, Artigos dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ - Brasil) e água e ficaram armazenados em solução de timol (Vetec

Química fina LTDA, Duque de Caxias, RJ – Brasil) a 4 °C não ultrapassando 6 meses entre sua extração e armazenamento.

Foram feitas marcas de referência nas superfícies radiculares, usando-se caneta preta para retro-projetor (Pilot S.A. São Paulo, SP - Brasil), delimitando-se a junção amelocementária, sendo a primeira marca confeccionada 2 mm aquém desse limite; a segunda marca 2 mm abaixo do ápice radicular e a última na metade da distância entre as duas demarcações anteriores, tanto na superfície vestibular, como em uma das proximais (**Figura 1A**). Nesses pontos, as medidas foram obtidas com auxílio de paquímetro digital (Silvac – Nucleon, São Paulo, SP - Brasil). As dimensões vestibulo-linguais (VL1, VL2, VL3) e mésio-distais (MD1, MD2, MD3) das raízes foram anotadas. Dessa forma, foram selecionados os 200 dentes que possuíam as medidas vestibulo-linguais (VL2) mais próximas da mediana. (**Anexo 1**)

4.2.4 – GRUPOS EXPERIMENTAIS

As 200 raízes foram numeradas e divididas aleatoriamente, por meio de sorteio, em 20 grupos experimentais (n=10) (**Anexo 2**) conforme a retenção a ser utilizada (pino pré-fabricado, fibra de polietileno, núcleo metálico fundido ou resina composta), a altura do remanescente dentário (0 e 2 mm) e o tipo de material da coroa total (cerâmica pura ou cerômero) (**Tabela 1**).

Tabela 1

Distribuição das amostras nos grupos de acordo com o tipo de retenção, material restaurador da coroa total e altura do remanescente dental.

Grupos	Condição	Grupos	Condição
Grupo 1	PFV + 0 mm + CTC	Grupo 11	FP + 0 mm + CTCP
Grupo 2	PFV + 2 mm + CTC	Grupo 12	FP + 2 mm + CTCP
Grupo 3	PFV + 0 mm + CTCP	Grupo 13	RC + 0 mm + CTC
Grupo 4	PFV + 2 mm + CTCP	Grupo 14	RC + 2 mm + CTC
Grupo 5	PFVR + 0 mm + CTC	Grupo 15	RC + 0 mm + CTCP
Grupo 6	PFVR + 2 mm + CTC	Grupo 16	RC + 2 mm + CTCP
Grupo 7	PFVR + 0 mm + CTCP	Grupo 17	NMF + 0 mm + CTC
Grupo 8	PFVR + 2 mm + CTCP	Grupo 18	NMF + 2 mm + CTC
Grupo 9	FP + 0 mm + CTC	Grupo 19	NMF + 0 mm + CTCP
Grupo 10	FP + 2 mm + CTC	Grupo 20	NMF + 2 mm + CTCP

PFV= pino de fibra de vidro; PFVR= pino de fibra de vidro reembasado; FP= fibra de polietileno; RC= resina composta; NMF= núcleo metálico fundido. CTC= coroa total em cerômero; CTCP= coroa total em cerâmica pura.

4.2.5 – SELEÇÃO E PADRONIZAÇÃO DAS RAÍZES

As raízes foram seccionadas abaixo da junção amelocementária, com um disco de diamante (Extec Dia. Wafer Blade 4"x.012 x ½ High Concen. – Erios, São Paulo, SP - Brasil), montado em cortadeira metalográfica (Isomet® 1000 – Buehler), padronizando o comprimento radicular de 100 desses dentes em 17 mm (grupos ímpares) e 100 raízes com 19 mm (grupos pares). Dessa forma, o comprimento radicular foi padronizado em 17 mm para todos os dentes sendo que, 10 grupos permaneceram sem remanescente coronário e 10 grupos com 2 mm de remanescente coronário (**Figuras 1B e 1C**). Avaliados os diâmetros dos canais radiculares, quando encontradas raízes com diâmetros discrepantes, ou seja, muito amplos ou atrésicos, essas foram

descartadas e selecionadas as próximas com os valores anteriormente descritos mais próximos da mediana.

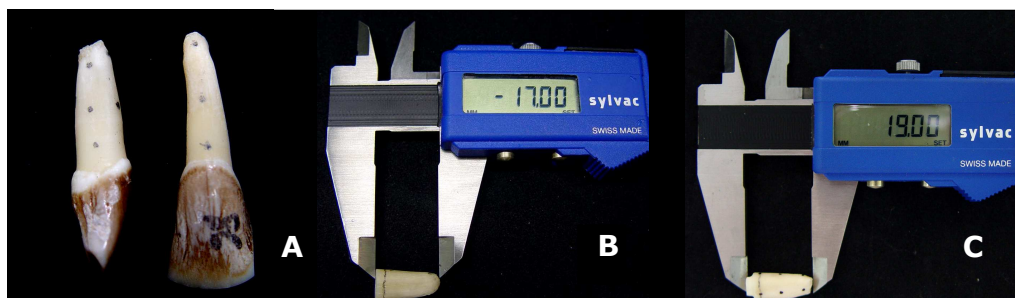


Figura 1 – (1A)-Marcações realizadas nas superfícies radiculares para possibilitar a tomada das medidas das dimensões vestibulo-linguais e méso-distais das raízes bovinas. **(1B)**-Raiz com 17 mm de comprimento. **(1C)**-Raiz com 19 mm de comprimento. Medidas obtidas por meio de paquímetro digital.

4.2.6 – PREPARO E OBTURAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES

Após a padronização do comprimento das raízes, as mesmas foram tratadas endodonticamente empregando-se brocas gates glidden nº2 ($\varnothing$ 0,54 mm), nº3 ($\varnothing$ 0,83 mm) e nº4 ($\varnothing$ 1,1 mm) (Maillefer Instruments S.A., Dentsply, Suíça), irrigando-se com hipoclorito de sódio a 1% (Biodinâmica, Ibiporã, PR – Brasil). A broca nº2 foi utilizada em toda a extensão do canal radicular, a nº3 até o ápice, porém sem atravessá-lo e a nº4 nos terços cervical e médio, percorrendo um total de 12 mm. Após a instrumentação, os dentes foram lavados com solução salina a 0,9% (Indústria farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS - Brasil) os canais aspirados com cânulas de sucção metálica e secos com cones de papel absorvente nº 40 (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil). Posteriormente foram obturados com cones de guta percha nº 70 (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil), cones acessórios (Dentsply – Maillefer,

Petrópolis, RJ - Brasil) e cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealapex - Kerr[®] Corporation, Romulus, Michigan - USA), pela técnica da condensação lateral, até o extravasamento do material e restaurados com cimento provisório (Cavit - 3M ESPE, Saint Paul - USA).

4.2.7 – INCLUSÃO DOS DENTES EM RESINA POLIESTIRÊNICA

4.2.7.1 – COBERTURA DAS RAÍZES COM CERA

O processo de inclusão foi o descrito por Soares *et al.* em 2005b. Foi utilizada cera 7 (Duradent, USA – Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP - Brasil) para se conseguir um espaço entre 0,2 e 0,3 mm em torno de toda a raiz, que forneceu o espaço a ser preenchido por poliéter (Impregum F – 3M ESPE, Seefeld - Alemanha) simulando o “ligamento periodontal artificial” e reproduzindo a movimentação do dente no alvéolo.

As medidas da superfície das raízes tomadas anteriormente (item 4.2.3), facilitaram o método de inclusão dos dentes possibilitando a aferição da camada de cera utilizada sobre as raízes.

Para a realização desse passo, cera 7 foi aquecida a 80 °C em termoplastificadora de godiva e o dente foi imerso em um rápido movimento. Os dentes foram mantidos em temperatura ambiente e, dessa forma, a cera solidificou-se imediatamente evitando o escoamento e formação de camadas irregulares. Em seguida, os mesmos foram imersos em água fria para que a cera solidificasse completamente e não sofresse deformações. Por meio das marcações feitas anteriormente nas raízes, foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície radicular com paquímetro digital (Silvac). Quando a medida da camada de cera foi maior ou menor que os 0,2-0,3 mm propostos, toda a cera foi removida e os passos repetidos até a obtenção da espessura correta (**Figura 2A**).

4.2.7.2 – INCLUSÃO DOS DENTES

Neste momento, as raízes foram fixadas a um delineador pela porção cervical por meio de cera pegajosa (Herpo, Rio de Janeiro, RJ – Brasil). A mesa móvel do delineador – platina – foi posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente utilizando-se de um esquadro. Sobre a platina foi posicionada uma porção do cano de PVC ½ polegada (Tigre, Rio Claro, SP - Brasil), com perfuração de 21 mm de diâmetro por 30 mm de profundidade. Sobre esta peça foi posicionada uma película radiográfica que recebeu perfuração central de 7 mm de diâmetro. Baixando-se a haste vertical móvel do delineador, a raiz do dente foi posicionada dentro da perfuração da película (**Figura 2B**) simulando-se a distância biológica de 2 mm. As raízes dos grupos ímpares (sem remanescente) ficaram com 2 mm para fora da película e as dos grupos pares (2 mm de remanescente) com 4 mm. Essa demarcação coincidiu com a película radiográfica onde o dente foi fixado com cera 7 aquecida. O excesso de cera foi removido com auxílio de lâmina de bisturi nº 15 (BD, Huaian, Jiangsu – China).

Após a fixação do dente à película radiográfica o conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma mesa perfurada com a porção radicular do dente voltada para cima (**Figura 2C**). Um anel de PVC ½ polegada com 21 mm de diâmetro e 25 mm de altura foi posicionado em torno da raiz de maneira que esta ficasse centralizada (**Figura 2D**). As margens do anel de PVC foram vedadas com cera 7 aquecida para evitar o escoamento do material de inclusão. Resina à base de poliestireno com catalisador de reação lenta (Resina Cristal, Sales & Antunes, Uberlândia, MG – Brasil) foi vertida no interior do anel de PVC contendo a raiz até o seu total preenchimento.

Decorridas 24 horas da inclusão, o conjunto foi removido da mesa perfurada removendo-se também a película radiográfica.

Previamente ao ensaio, as raízes foram retiradas dos alvéolos artificiais e imersas em água aquecida a 50 °C. Em seguida, foram polidas com pedra pomes e escova de Robinson eliminando-se quaisquer resíduos de cera. Para a fixação dos dentes e obtenção do ligamento artificial, foi utilizado adesivo à base de poliéter (Impregum F, 3M ESPE, Seefeld - Alemanha) **(Figura 2E)**. Previamente à colocação do material de moldagem, as superfícies radiculares e os alvéolos artificiais receberam a aplicação do adesivo (Polyether Adesive, 3M ESPE, Seefeld - Alemanha) **(Figura 2E)**. O material de moldagem foi inserido no alvéolo artificial por meio de espátula e também pincelado sobre a raiz. O dente foi introduzido no cilindro de resina até que a demarcação prévia coincidissem com a superfície do cilindro **(Figura 2F)**.

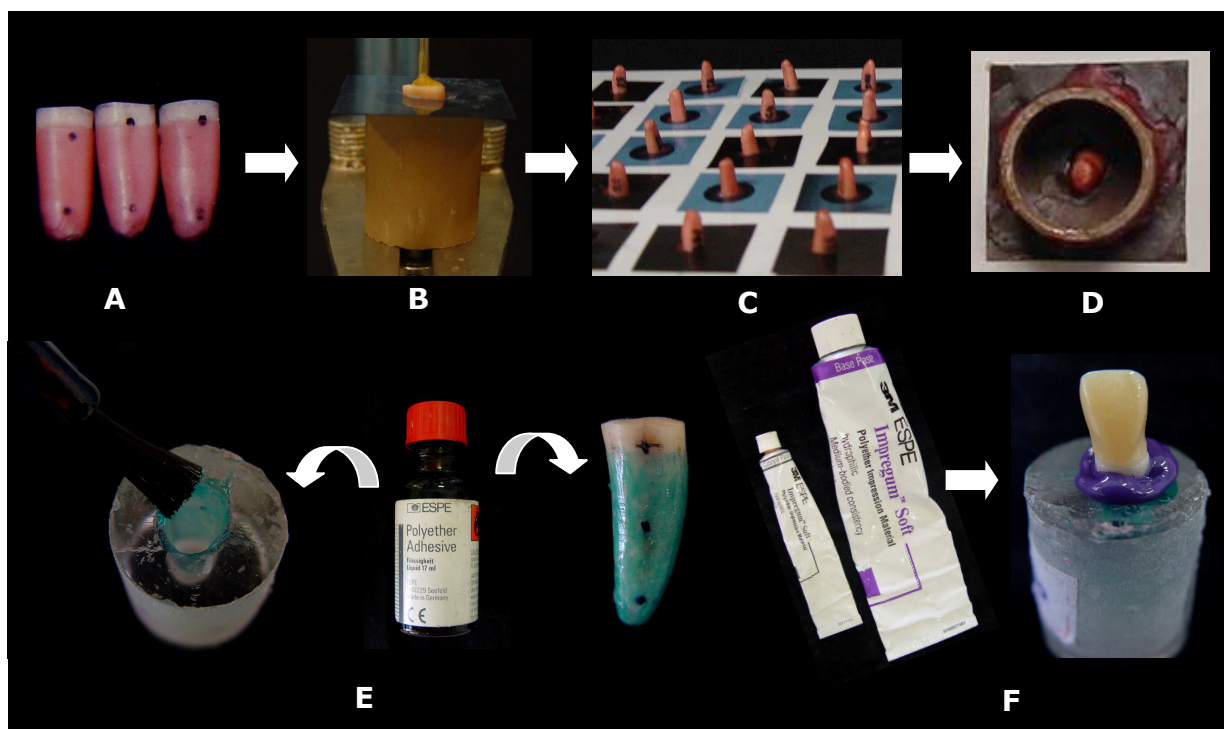


Figura 2 – (2A)-Raiz coberta com cera. **(2B)**-Raiz presa ao delineador posicionada na perfuração da película radiográfica. **(2C)**-Raízes fixadas às películas radiográficas posicionadas nas perfurações da mesa. **(2D)**-Anel de PVC posicionado sobre a película radiográfica (resina poliestirênica foi vertida no interior dos anéis). **(2E)**-Aplicação do adesivo no interior do alvéolo artificial e na superfície radicular. **(2F)**-Introdução da raiz no alvéolo artificial após inserção do material de moldagem.

4.2.8 – PREPAROS PROTÉTICOS

Os preparos protéticos foram confeccionados com término em forma de ombro arredondado com profundidade de 1,5 mm em toda extensão utilizando-se ponta diamantada 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) montada em alta rotação adaptada em máquina de preparo **(Figura 3A)**, que permitiu padronização da penetração da broca em toda a volta da raiz.

Feitos os sulcos de orientação em máquina de preparo, as amostras foram removidas e o acabamento foi terminado à mão.

Posteriormente, foi realizado acabamento final mais refinado com ponta diamantada 4137FF (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) (**Figuras 3**).

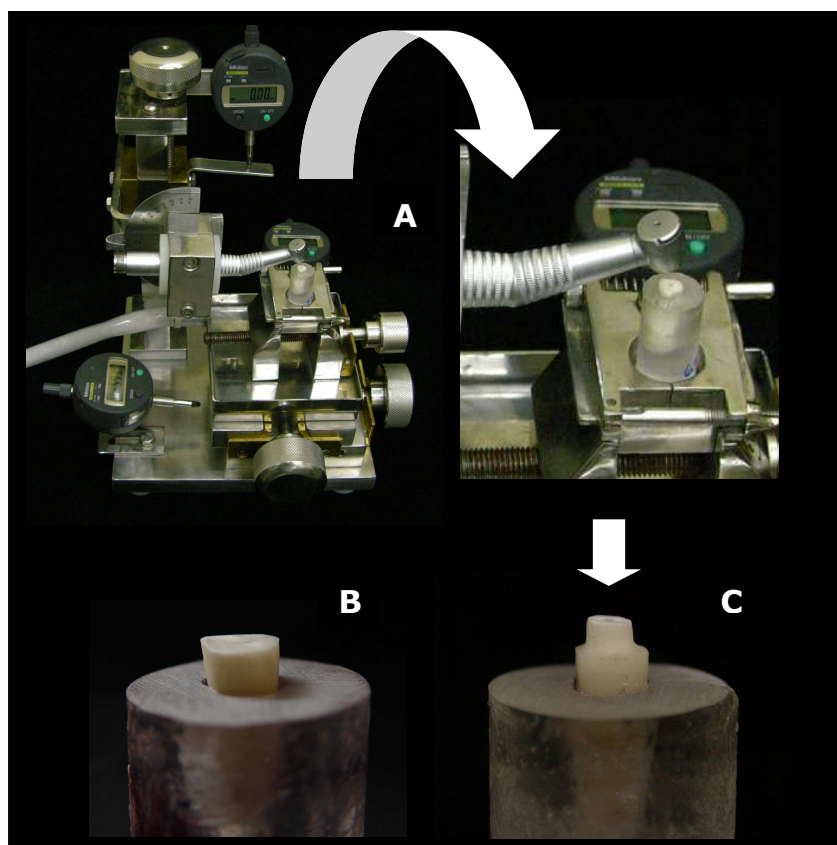


Figura 3 – (3A)-Máquina de preparo com amostra em posição. (3B)-Raiz sem remanescente. (3C)-Preparo da raiz com 2 mm de remanescente.

4.2.9 – DESOBTURAÇÃO RADICULAR

Para a desobturação e preparo dos canais radiculares, inicialmente foi utilizada ponta diamantada esférica nº 1012 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) montada em alta rotação para remover o vedamento dos canais (**Figura 4A**). Posteriormente, foram utilizadas brocas Peeso nº 2 (Maillefer Instruments S.A., Dentsply - Suíça) para desobturar os canais na profundidade de 12 mm mantendo-se obturação

na região apical de 5 e 7 mm para as raízes com 17 e 19 mm de comprimento respectivamente, visando selamento conforme recomendado por Shillingburg *et al.* (1970). Em seguida, a ponta diamantada tronco cônica 4138, foi utilizada para padronizar o desgaste e a conicidade do preparo do canal radicular para todos os grupos devido ao desgaste necessário para confecção dos núcleos metálicos fundidos **(Figuras 4B e C)**.

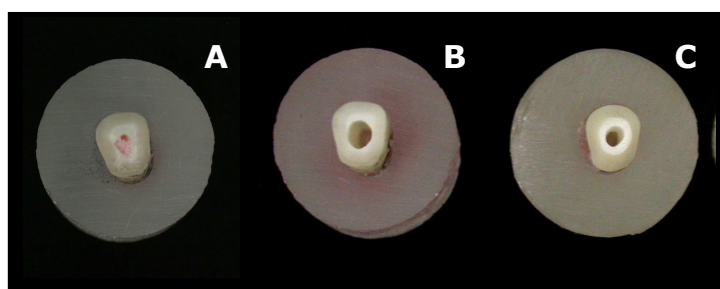


Figura 4 – (4A)-Vista oclusal após a remoção do vedamento do canal.

(4B)-Vista do preparo do canal radicular da raiz com 0 mm de remanescente.

(4C)-Vista do preparo do canal radicular da raiz com 2 mm de remanescente.

A cada cinco dentes preparados a ponta utilizada foi substituída. Assim, os canais foram lavados com jatos de ar-água e secos com cones de papel absorvente nº40 para receberem seus devidos tratamentos restauradores propostos no experimento **(Figura 5)**.

4.2.10 – PREPARO DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS COM NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS

Após o preparo e a limpeza dos canais radiculares com jatos de ar/água e secagem com cones de papel absorvente, os mesmos foram lubrificados com vaselina em pasta do sistema Duralay (Reliance Co. – USA).

Os padrões para fundição foram obtidos pela técnica direta descrita por Miller (1978), utilizando-se núcleos de policarbonato pré-

fabricados (Núcleo Jet – Angelus, Londrina, PR - Brasil), reembasados com resina acrílica autopolimerizável (Duralay Co. – USA). A porção coronária foi confeccionada padronizando-se 5 mm de comprimento total. Para os grupo com 0 e 2 mm de remanescente coronário a porção coronária do padrão de resina acrílica foi confeccionada respectivamente com 5 e 3 mm de comprimento. O acabamento dos mesmos foi realizado com brocas de carboneto de tungstênio (Maxicut e Minicut – Edenta AG Dentalprodukte - Suíça) (**Figuras 5A1 e A2**).

Foi realizada a fundição dos padrões de resina acrílica em liga de cobre-alumínio (Laborcast, Williams) na Escola Técnica de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia para obtenção dos núcleos metálicos fundidos.

Para que o agente cimentante não fosse mais uma variável que pudesse interferir nos resultados, os núcleos metálicos fundidos foram cimentados com cimento resinoso Rely X ARC (3M ESPE, Saint Paul - USA) como os demais grupos, sendo que, as superfícies radiculares dos mesmos receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio no tamanho de 50 µm durante 10 s com 2 bars de pressão para remoção do revestimento refratário e melhora na retenção (Morgano & Milot, 1993).

As raízes desobturadas foram condicionadas com ácido fosfórico a 35% em gel (3M ESPE, Saint Paul - USA) por 15 s, seguida por lavagem com jatos de água-ar por 30 s. Foram utilizados cones de papel absorvente nº40 para secagem dos canais radiculares. A seguir, foram aplicadas duas camadas do primer do sistema adesivo convencional de múltiplos passos Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, Saint Paul - USA), com aplicadores descartáveis (Microbrush Co., USA). Aguardou-se 20 s e em seguida aplicou-se o adesivo (do mesmo sistema citado anteriormente). O excesso foi removido com cones de papel absorvente nº40 e jatos de ar. Em seguida realizou-se fotoativação com luz halógena por 20 s utilizando aparelho CL-K50 (Kondortech, São Carlos, SP -

Brasil/400 a 600 nm/65 Watts). A cada grupo restaurado a potência do aparelho foi medida.

Posteriormente, foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso Rely X ARC levadas com auxílio de lentulo (Maillefer Instruments S.A., Dentsply - Suíça) aos canais. Os núcleos metálicos fundidos foram pressionados com o auxílio de aparato aplicador de carga de 5 Kg durante pelo menos um minuto. Uma sonda exploradora nº 15 (Duflex, SS White, São José do Pinhais, PR - Brasil) foi utilizada juntamente com pincéis descartáveis para remoção dos possíveis excessos e foi realizada fotoativação por 60 s em cada face. Após este procedimento o aparato foi removido.

4.2.11 – PREPARO DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS COM PINOS DE FIBRA DE VIDRO

Os pinos de fibra de vidro nº 3 foram seccionados com ponta tronco-cônica nº 3203 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) em alta rotação sob abundante refrigeração, restando comprimento de 16 mm a fim de se padronizar o tamanho dos pinos em 12 mm de comprimento no canal radicular e 4 mm de pino na porção coronária (**Figuras 5A3 e A4**).

Posteriormente foram limpos com álcool 70% (Miyaco, Guarulhos, SP - Brasil) e tratados com agente de silanização de frasco único (Ângelus, Londrina, PR - Brasil) durante 60 s, conforme orientações do fabricante.

Os passos para hibridização das raízes já foram descritos para os grupos dos núcleos metálicos fundidos (4.2.10). Em seguida, foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso de dupla polimerização Rely X ARC durante 30 s, levado com auxílio de lentulo aos canais a uma profundidade de 12 mm. Os pinos foram então introduzidos aos canais e pressionados manualmente durante 60 s para melhor assentamento. Uma sonda exploradora nº15 foi utilizada

juntamente com pincéis descartáveis para remoção dos possíveis excessos e foi realizada fotoativação por 60 s em cada face (vestibular, lingual, mesial e distal).

Um dispositivo pré-fabricado (**Figura 5A5**) bite perf® (Biteperf, Málaga - Espanha) (Martins, *et al.*, 2002) foi utilizado para moldar a porção coronária de um dos núcleos metálicos fundidos (**Figura 5A6**), padronizando-se dessa forma, os núcleos de preenchimento de acordo com os remanescentes coronários. Após a moldagem, a cavidade foi preenchida com resina composta cor A2 (Z250, 3M ESPE, Saint Paul - USA) e adaptada às raízes, confeccionando-se o núcleo de preenchimento que foi fotoativado por 20 s com o dispositivo em posição (**Figuras 5A7**) e mais 40 s em cada face após a remoção do mesmo. Com a ponta diamantada 4137FF (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) foi realizado acabamento refinado (**Figura 5A8 e A9**).

4.2.12 – PREPARO DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS COM PINOS DE FIBRA DE VIDRO REEMBASADOS COM RESINA COMPOSTA (PINOS ANATÔMICOS)

Os pinos de fibra de vidro nº1 foram seccionados e tratados conforme descrito para os grupos com pinos de fibra de vidro (4.2.11).

Os canais foram lubrificados com isolante à base de água (K-Y® – Johnson & Johnson - Extrema MG). Posteriormente os pinos foram limpos com álcool 70% (Miyaco, Guarulhos, SP - Brasil) e tratados com agente de silanização em frasco único (Ângelus, Londrina, PR - Brasil) durante 60 s, conforme orientações do fabricante. Em seguida, resina composta Z-250 foi adaptada em volta do pino e o conjunto foi levado ao interior do canal lubrificado no intuito de modelar o mesmo. A seguir, executou-se a pré-polimerização da resina por oclusal durante 30 s. O conjunto foi removido e fotoativado por mais 20 s em cada face. Verificou-se a seguir se a adaptação do pino ao canal (**Figuras 5A10 e A11**).

As porções reembasadas foram lavadas com abundantes jatos de água/ar e realizou-se limpeza da resina com ácido fosfórico a 35% por 15 s. Em seguida foi aplicada uma camada do adesivo, jatos de ar, e realizada fotoativação por 10 s em cada face.

O interior dos canais lubrificados foi abundantemente lavado para correta remoção do lubrificante utilizado, e os passos descritos para hibridização das raízes, cimentação dos pinos de fibra de vidro e confecção dos núcleos de preenchimento foram repetidos (4.2.11).

4.2.13 – PREPARO DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS COM FIBRA DE POLIETILENO

Para confecção dos pinos de fibra de polietileno duas tiras de fibra Ribbond (Ribbond Inc., Seattle, USA - 2,00 X 0,33 mm) com 32 mm de comprimento (que dobradas ao meio ficaram com 16 mm similares ao dos pinos pré-fabricados) foram cortadas utilizando-se tesoura serrilhada própria para o corte. Vale ressaltar que durante todo o experimento as fitas foram manipuladas por meio de pinças para algodão para evitar a contaminação da superfície reativa das mesmas.

As fitas foram impregnadas com o mesmo adesivo utilizado para hibridização dos canais e o excesso foi removido com filtro de papel absorvente (Melitta® - Guaíba, RS - Brasil). Não foi realizada fotoativação neste momento.

O mesmo cimento resinoso utilizado para cimentação dos pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos foi utilizado para cimentação das fibras de polietileno. O cimento foi manipulado durante 30 s e pincelado sobre a superfície das fitas e outra parte foi inserida no interior do canal com lentulo.

As fitas foram então cruzadas perpendicularmente entre si e levadas ao interior das raízes utilizando-se condensador endodôntico nº2. Uma pinça hemostática foi utilizada para torcer as pontas que emergiram

do canal radicular, que em seguida, foram fotoativadas durante 60 s em cada face **(Figuras 5A12 e A13)**. Os núcleos de preenchimentos foram obtidos da mesma maneira anteriormente descrita para os pinos pré-fabricados.

4.2.14 – PREENCHIMENTO DOS CANAIS RADICULARES COM RESINA COMPOSTA

Após receberem tratamento endodôntico, os grupos 13 ao 16 tiveram os canais radiculares desobturados com 6 mm de profundidade. Os passos anteriormente descritos para hibridização das raízes foram repetidos e os canais foram preenchidos com resina composta Z250 em incrementos de 2 mm por meio de espátula anti-aderente nº 1 (Thompson, Thompson Inc., USA) fotoativados por 40 s cada.

Uma porção de resina foi colocada na saída do canal restaurado e fotoativada por 20 s para servir como guia para confecção dos núcleos de preenchimento **(Figuras 5A14 e A15)**. Os passos para essa etapa foram os mesmos descritos para os grupos dos pinos de fibra de vidro (4.2.11).

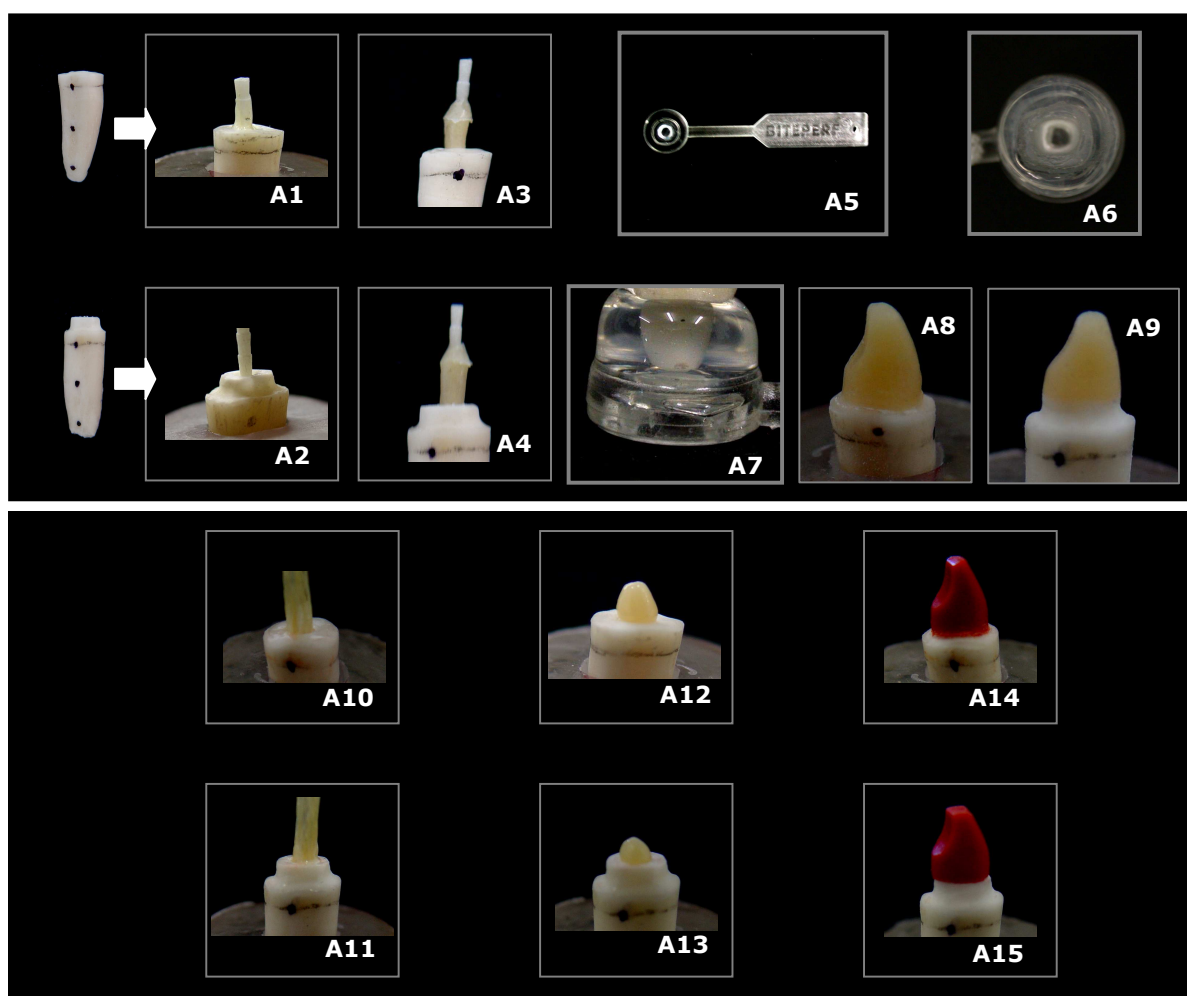


Figura 5 – (A1)-Raiz sem remanescente restaurada com núcleo metálico fundido. (A2)-Raiz com 2 mm de remanescente restaurada com núcleo metálico fundido. (A3)-Raiz sem remanescente restaurada com pino de fibra de vidro. (A4)-Raiz com 2 mm de remanescente restaurada com pino de fibra de vidro. (A5)-Matriz utilizada para moldagem da porção coronária. (A6)-Visão do dispositivo após a moldagem. (A7)-Raiz posicionada para confecção do núcleo de preenchimento em resina composta. (A8)-Núcleo de preenchimento finalizado em raiz sem remanescente coronário. (A9)-Núcleo de preenchimento finalizado em raiz com 2 mm de remanescente coronário. (A10)-Raiz sem remanescente restaurada com pino de fibra de vidro reembasado. (A11)-Raiz com 2 mm de remanescente restaurada com pino de fibra de vidro reembasado. (A12)-Raiz sem remanescente restaurada com fibra de polietileno. (A13)-Raiz com 2 mm de remanescente restaurada com fibra de polietileno. (A14)-Raiz sem remanescente restaurada com resina composta. (A15)-Raiz com 2 mm de remanescente restaurada com resina composta.

4.2.15 – MOLDAGEM DOS PREPAROS E OBTENÇÃO DOS MODELOS EM GESSO

Após receberem acabamento, todos os preparos foram moldados com material de moldagem à base de silicone polimerizada por adição (Imprint - 3M ESPE Saint Paul, USA). Foi realizada moldagem dupla e simultânea associando-se o material pesado ao leve aplicado por meio de ponta de auto-mistura acoplada ao dispensador que acompanha o material. O dispositivo utilizado como moldeira consistiu da associação da tampa de um tubo de PVC acoplado a um dispositivo em forma de tulipa (**Figura 6A**) que serviu como apoio para manter a amostra na posição vertical.

Os moldes foram vazados em gesso especial Durone Tipo IV (Dentsply, Rio de Janeiro - Brasil) após 2 horas (**Figura 6B**).

4.2.16 – CONFECÇÃO DAS COROAS TOTAIS

Sobre os modelos foram confeccionadas 100 coroas totais de resina composta laboratorial (Cristobal⁺ - Dentsply/Ceramco NEWAVE, New York, NY - USA.) e 100 coroas totais em cerâmica pura do sistema Cergogold associado à Duceragold (Degussa) seguindo-se as recomendações do fabricante. As mesmas foram confeccionadas em laboratório técnico especializado no formato de incisivos centrais superiores com apoio na superfície palatina 2 mm abaixo da incisal para aplicação de carregamento durante os testes (**Figura 6C**).

COROAS TOTAIS EM CERÔMERO

As superfícies dos modelos foram preparadas para aplicação do material. Após a fotoativação de cada incremento por 60 s realizada em aparelho fotoativador UniXS[®] (Kulzer) as coroas (**Figura 6D**) receberam pós-cura durante 8 minutos em aparelho próprio para tal função (MPa 2000TM - Post Cure/Dentsply).

COROAS TOTAIS EM CERÂMICA PURA

Sobre o modelo de gesso foi realizado enceramento do coping. Após inclusão em revestimento especial, a cerâmica Cergogold (Degussa), que é apresentada em pastilhas, foi prensada à temperatura de 980° C em forno Cerampress. Após a prova do coping, a cerâmica feldspática hidrotérmica Duceragold foi aplicada sobre o mesmo por meio da aglutinação do pó ao líquido e sinterizada em temperatura de aproximadamente 800°C aliando-se dessa maneira, a resistência da cerâmica prensada Cergogold à estética da cerâmica feldspática convencional Duceragold.

A espessura de todas as coroas foi padronizada com o auxílio de um espessímetro. Ao final as coroas receberam uma camada de glaze (**Figura 6E**).

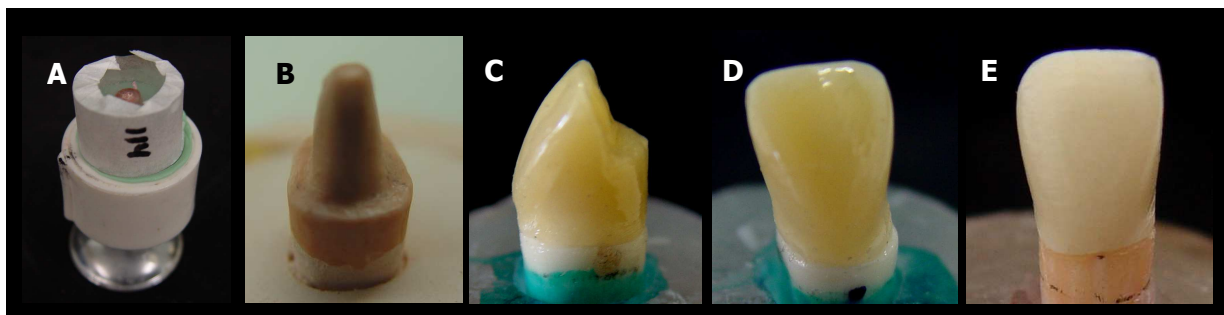


Figura 6 – (6A)-Moldagem da raiz com auxílio de moldeira individual.

(6B)-Modelo em gesso especial obtido após a moldagem. **(6C)**-Vista do apoio confeccionado na superfície palatina. **(6D)**-Coroa confeccionada em cerômero adaptada à raiz. **(6E)**-Coroa confeccionada em cerâmica pura adaptada à raiz.

4.2.17 – CIMENTAÇÃO DAS COROAS TOTAIS

As amostras receberam condicionamento/limpeza com ácido fosfórico a 35% durante 15 s na porção coronária, lavagem com jatos de água durante 15 s, secagem com leves jatos de ar e papel de filtro e a seguir foram aplicadas duas camadas do primer com aplicadores

descartáveis. Após 20 s o adesivo foi aplicado e realizada fotoativação durante 10 s nas superfícies vestibular, lingual e proximais.

As restaurações cerâmicas foram condicionadas durante 60 s com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil), lavadas por 30 s e secas com jatos de ar durante 10 s. Duas camadas de silano (Ceramic Primer, 3M ESPE, Saint Paul - USA) foram aplicadas na superfície interna das coroas e aguardou-se 60 s para evaporação aplicando-se leves jatos de ar.

As coroas em cerômero receberam jateamento interno com óxido de alumínio (50 μ m), condicionamento com ácido fosfórico a 35% durante 15 s, lavagem com jatos de água durante 15 s, secagem com jatos de ar e aplicação de uma camada de adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, Saint Paul - USA) fotoativado por 20s.

Foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso de dupla polimerização Rely X ARC levado por meio de sonda exploradora nº 15 ao interior das coroas totais que foram posicionadas sobre suas respectivas raízes e pressionadas manualmente durante 60 s. Os excessos foram removidos por meio de pincéis descartáveis e realizou-se fotoativação durante 60 s nas superfícies vestibular, lingual e proximais.

4.3 – ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Os corpos-de-prova foram embutidos em dispositivo metálico de aço inoxidável formando um ângulo de 135° (Moyers, 1975) entre a ponta utilizada para aplicação da carga e o longo eixo das raízes (**Figuras 7A e 7B**) (simulando-se a oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle). Todo o conjunto foi adaptado em máquina de ensaio universal (Emic DL 2000, São José dos Pinhais, PR - Brasil) e recebeu aplicação do carregamento tangencial de compressão na velocidade de 0,5 mm/min. Os valores foram registrados em Newton (N).

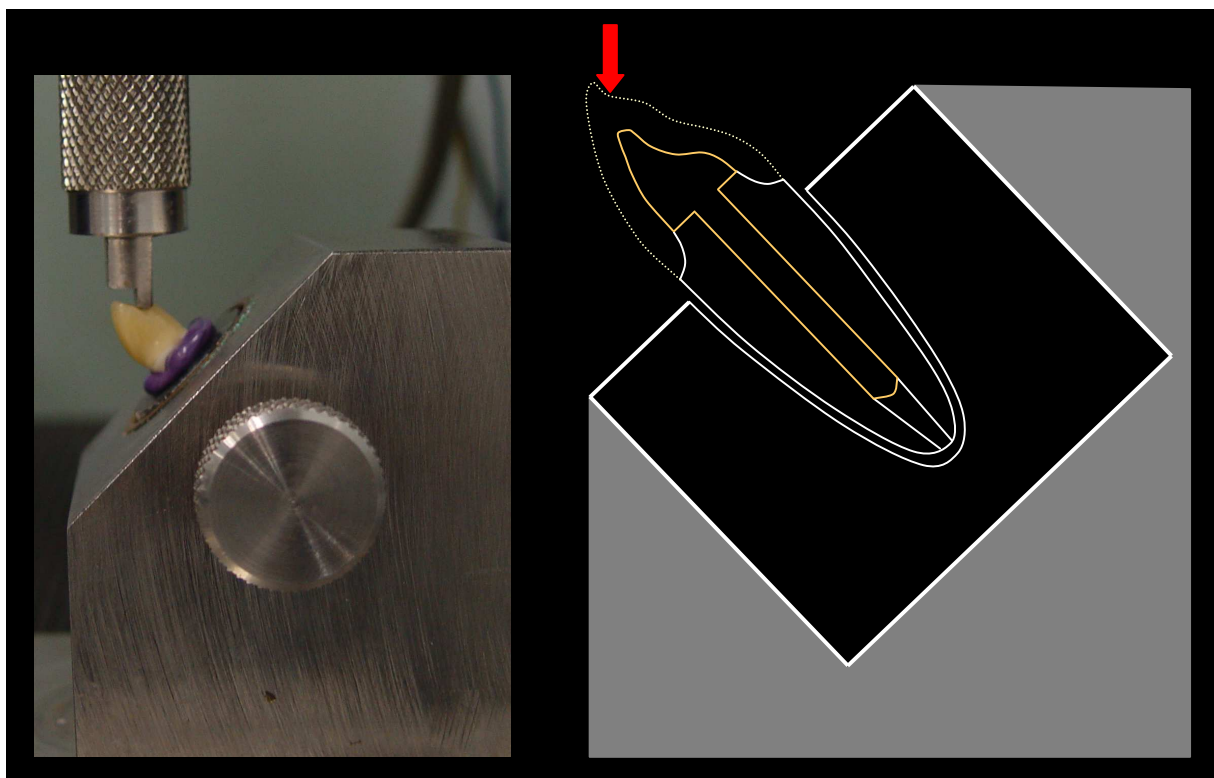


Figura 7 – (7A)-Corpo-de-prova montado em máquina de ensaio.
(7B)-Esquema do corpo-de-prova adaptado ao dispositivo em máquina de ensaio.

4.4 – ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

As amostras foram removidos dos blocos de resina poliestirênica com fórceps nº 150 (Quinelato, Rio Claro, SP - Brasil) e o ligamento periodontal artificial removido com cureta periodontal (Duflex, SS White, São José do Pinhais, PR - Brasil). Após a completa limpeza das raízes foram observados os padrões de fratura (adaptado de Pizi, 2003), classificando-os como descrito no **Quadro 2** a seguir:

Quadro 2

Padrão de Fratura segundo a localização

Padrão de Fratura	Descrição
I	Fratura, trinca ou lasca de pequena porção coronária, sem envolvimento da retenção intra-radicular.
II	Fratura ou trinca de até 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intra-radicular.
III	Fratura ou trinca de mais de 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intra-radicular.
a	Fratura da porção coronária envolvendo núcleo de preenchimento e/ou a retenção intra-radicular, sem envolvimento do remanescente e/ou da raiz.
b1	Qualquer tipo de fratura com envolvimento do remanescente e/ou da raiz ao nível do terço cervical.
b2	Qualquer tipo de fratura com envolvimento do remanescente e/ou da raiz ao nível do terço médio.

A análise do padrão de fratura foi feita pelo teste de Fisher, o único que poderia ser aplicado por se tratar de variáveis qualitativas nominais. Para este tipo de teste não há um teste complementar de comparações múltiplas para saber onde ocorreram as diferenças, dessa maneira, segue com a discussão baseadas nas porcentagens encontradas.

5 – RESULTADOS

Os valores médios de resistência à fratura para os diferentes grupos expressos em Newton (N) foram tabulados e estão detalhados nos **Anexos 2 a 21**. Em seguida, realizou-se Análise de Variância a três fatores (ANOVA three-way) dos dados obtidos para detectar a existência de diferenças entre todos os grupos (**Anexo 22**). Não houve diferença significativa na resistência à fratura para as diferentes alturas do remanescente ($p=0,0798$). As interações pino x remanescente ($p=0,9115$), pino x tipo de coroa ($p=0,9225$), remanescente x tipo de coroa ($p=0,1970$) e pino x remanescente x tipo de coroa ($p=0,8517$) também não foram significativas. Observou-se diferenças significativas entre os tipos de pinos ($p=0,0058$) e entre os tipos de coroa total ($p<0,0001$), cujo resultado está apresentado na **Tabela 1**.

Tabela 1. Média (desvio padrão) da resistência à fratura em função da altura do remanescente, pino e tipo de coroa.

Altura do remanescente	Tipo de pino	Tipos de coroa total		Teste de Tukey
		Cerômero	Cerâmica	
0 mm	Fibra de vidro	738,9 (126,0) A	527,9 (140,0) B	ab
	Fibra de vidro reembasado	817,8 (137,8) A	562,4 (94,6) B	a
	Fibra de polietileno	771,6 (139,8) A	544,5 (102,6) B	ab
	Resina composta	791,6 (192,9) A	641,0 (138,7) B	a
	NMF	661,4 (164,5) A	500,7 (95,0) B	b
2 mm	Fibra de vidro	783,2 (154,4) A	563,9 (143,3) B	ab
	Fibra de vidro reembasado	873,0 (147,0) A	609,2 (119,5) B	a
	Fibra de polietileno	824,8 (176,6) A	567,4 (97,1) B	ab
	Resina composta	852,2 (240,0) A	575,5 (83,8) B	a
	NMF	764,9 (214,9) A	508,9 (108,0) B	b

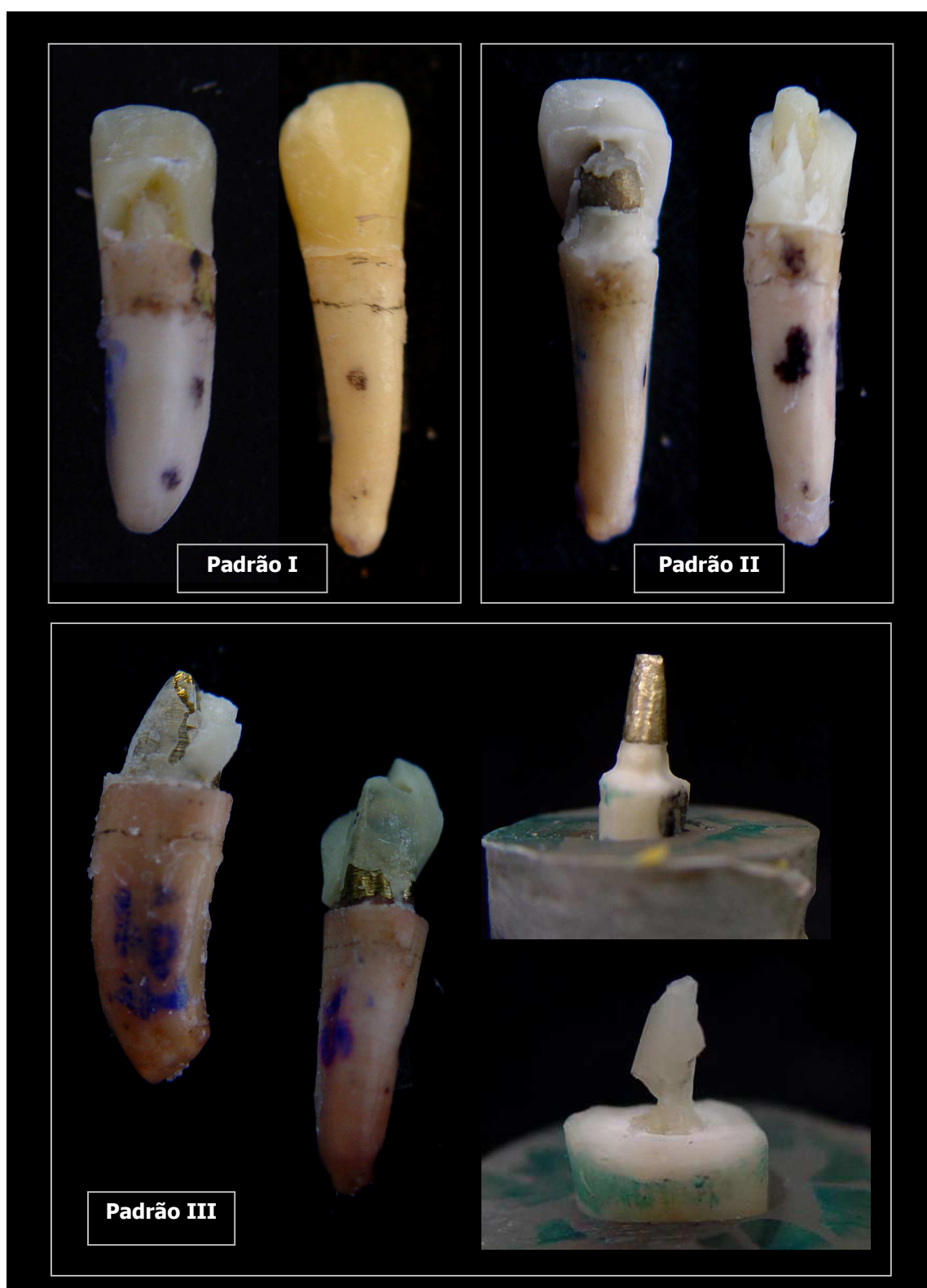
Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada altura do remanescente) diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p<0,05$).

Os grupos restaurados com pino de fibra reembasados e resina composta apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com pino de fibra de vidro e fibra de polietileno, enquanto os grupos restaurados com núcleo metálico fundido apresentaram os menores valores de resistência à fratura, sem diferença estatisticamente significativa dos grupos restaurados com pino de fibra de vidro e fibra de polietileno.

Em relação ao tipo de coroa total, os grupos restaurados com coroas em cerômero apresentaram maiores valores de resistência à fratura quando comparados aos grupos restaurados com coroas totais em cerâmica pura.

Após a classificação dos padrões de fratura, os mesmos foram separados segundo suas características em dois níveis (**Figura 8**): o das fraturas favoráveis (facilidade de reparo) contendo os padrões I, II, III e a (sem envolvimento dental); e o das fraturas desfavoráveis (dificuldade de reparo) contendo os padrões b1 e b2 (com envolvimento dental). A maioria dos trabalhos classifica os padrões de fraturas como catastróficos ou não; entretanto, para classificar uma fratura do tipo catastrófica (irreparável), outros fatores devem ser observados clinicamente, como tamanho da raiz, quantidade e qualidade de suporte ósseo, localização do dente na arcada, tipo de oclusão e presença de hábitos parafuncionais. Em alguns casos, uma fratura do tipo b2 (envolvendo o terço médio), poderia ser reparada por meio de extrusão dentária e/ou aumento de coroa clínica, e em outra situação, dependendo do suporte osseo ou do comprimento da raiz, uma fratura do tipo b1 (envolvendo o terço cervical), não poderia ser reparada.

Para esse trabalho foi adotada a classificação dos padrões de fraturas favorável ou desfavorável (ao reparo) de acordo com o descrito anteriormente.



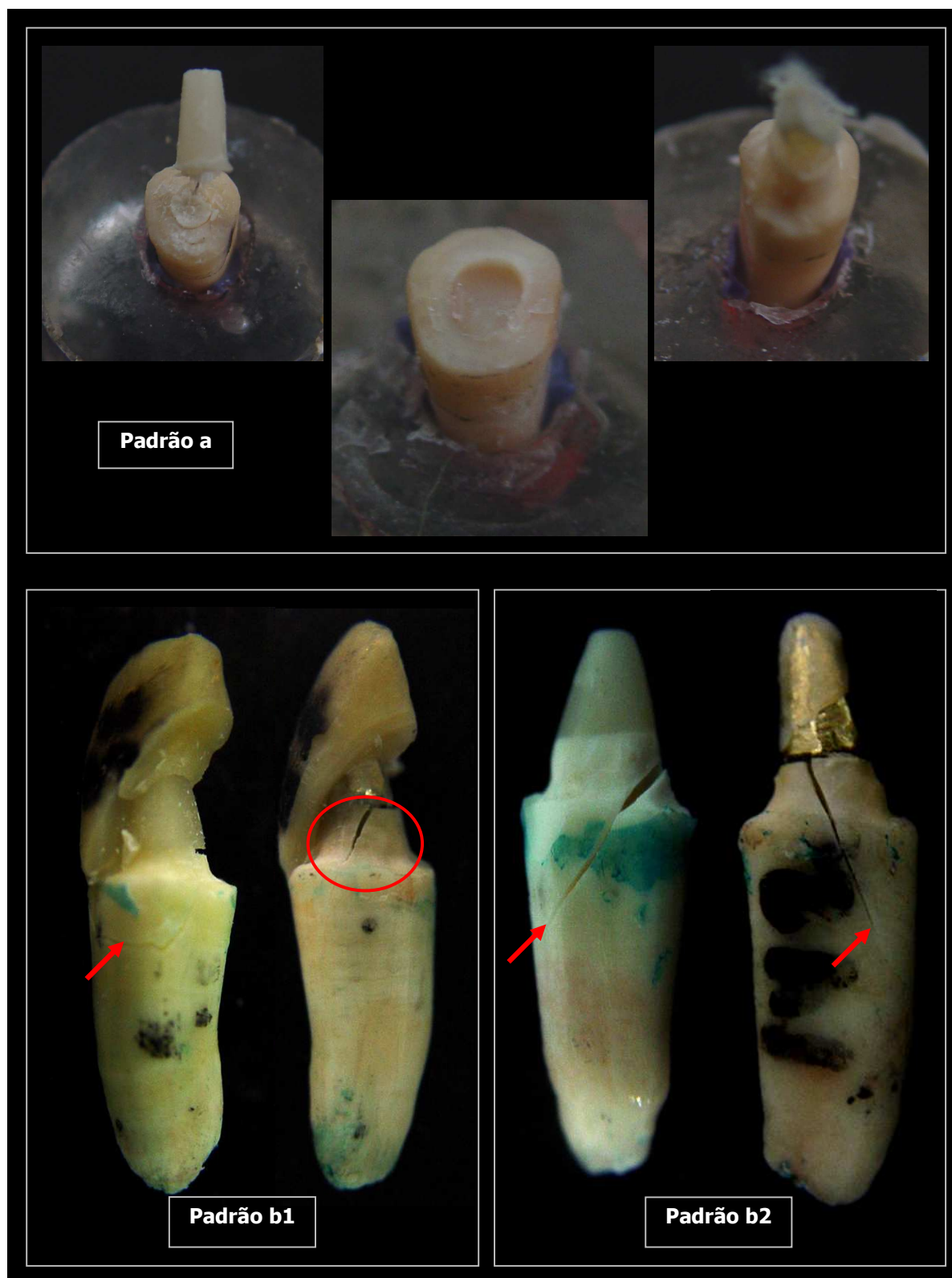
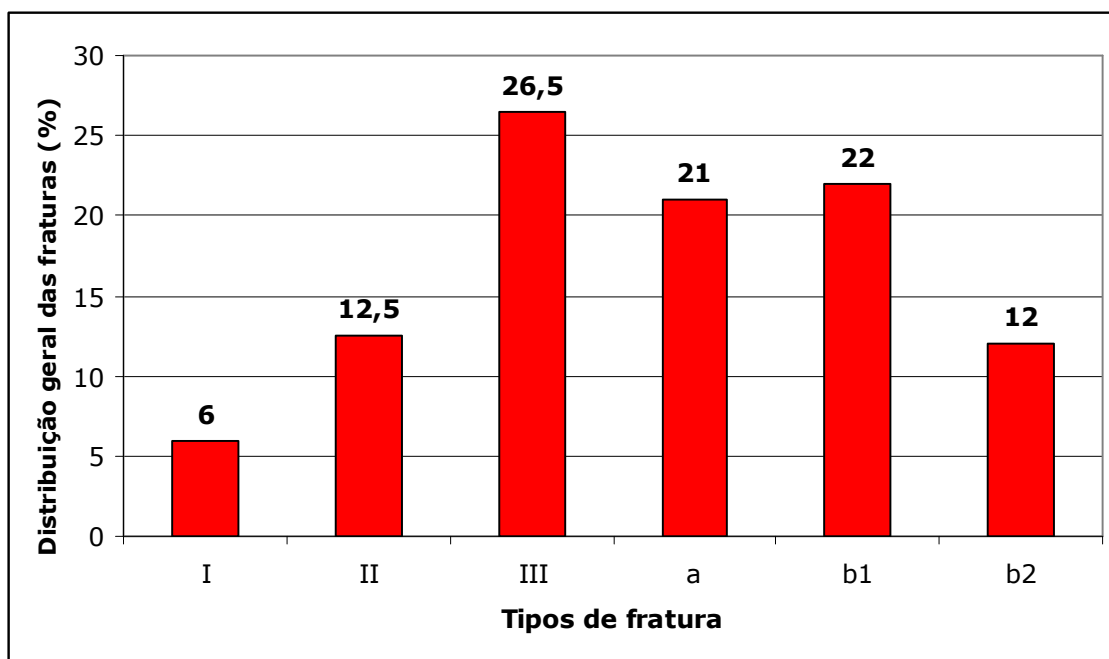


Figura 8 – Imagens dos padrões de fratura descritos.

A distribuição dos padrões de fratura (**Figura 9**) para cada um dos diferentes grupos experimentais em análise quantitativa percentual está descrita nos **Anexos 2 a 21**.

A observação da porcentagem do padrão geral de fratura para todos os grupos (**Gráfico 1**) demonstrou predominância de fraturas de mais de 50% das coroas totais (Tipo III), seguidas pelas fraturas oblíquas no terço cervical das raízes (Tipo b1).

Gráfico 1. Gráfico representativo da porcentagem dos padrões de fratura para todos os grupos.



Quando se observa o padrão de fratura para cada altura de remanescente (**Tabela 2**) tem-se a predominância de fraturas de mais de 50% da coroa total (26% - Tipo III) seguida por fratura envolvendo núcleo de preenchimento ou núcleo de preenchimento e retenção (25% - Tipo a) para os grupos sem remanescente. Para os grupos com 2 mm de remanescente houve predominância de fraturas atingindo o terço cervical (Tipo b1) seguida por fraturas de mais de 50% da coroa total (Tipo III).

Resultados

Tabela 2. Distribuição de frequências do padrão de fratura (%) em função da altura do remanescente.

Remanescente	Padrão de fratura						
	I	II	III	a	b1	b2	total
0 mm	8(8,0%)	15(15,0%)	26(26,0%)	25(25,0%)	16(16,0%)	10(10,0%)	100(100,0%)
2 mm	4(4,0%)	10(10,0%)	27(27,0%)	17(17,0%)	28(28,0%)	14(14,0%)	100(100,0%)
total	12(6,0%)	25(12,5%)	53(26,5%)	42(21,0%)	44(22,0%)	24(12,0%)	200(100,0%)

$p < 0,0001$ (teste exato de Fisher)

Em função do tipo de pino (**Tabela 3**) tem-se a predominância de fraturas envolvendo o terço cervical (30% - Tipo b1) seguida por mesma porcentagem de fraturas de mais de 50% da coroa total (22,5% - Tipo III) e envolvendo núcleo de preenchimento ou núcleo de preenchimento e retenção (22,5% - Tipo a) para os pinos de fibra de vidro.

Para os grupos restaurados com pinos de fibra reembasados houve predominância de fraturas de mais de 50% da coroa total (27,5% - Tipo III) seguida por fraturas envolvendo o terço cervical (25% - Tipo b1).

Para os grupos restaurados com de fibras de polietileno houve predominância de fraturas envolvendo núcleo de preenchimento ou núcleo de preenchimento e retenção (40% - Tipo a) seguida de fraturas de mais de 50% da coroa total (22,5% - Tipo III). Não houve ocorrência de fraturas envolvendo o terço médio das raízes.

Para os grupos restaurados com resina composta houve predominância de fraturas envolvendo o terço cervical (30% - Tipo b1) seguida de fraturas envolvendo núcleo de preenchimento ou núcleo de preenchimento e retenção (22,5% - Tipo a).

Em se tratando dos grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos houve predominância de fraturas de mais de 50% da coroa total (45% - Tipo III) seguida de fraturas envolvendo o terço cervical (27,5% - Tipo b1).

Resultados

Tabela 3. Distribuição de freqüências do padrão de fratura (%) em função do tipo de pino.

Tipo de pino	Padrão de fratura						total
	I	II	III	a	b1	b2	
Fibra de vidro	3(7,5%)	4(10,0%)	9(22,5%)	9(22,5%)	12(30,0%)	3(7,5%)	40 (100,0%)
Fibra de vidro reembasado	4(10,0%)	4(10,0%)	11(27,5%)	8(20,0%)	10(25,0%)	3(7,5%)	40 (100,0%)
Fibra de polietileno	5(12,5%)	7(17,5%)	9(22,5%)	16(40,0%)	3(7,5%)	0(0,0%)	40 (100,0%)
Resina composta	0(0,0%)	5(12,5%)	6(15,0%)	9(22,5%)	8(20,0%)	12(30,0%)	40 (100,0%)
NMF	0(0,0%)	5(12,5%)	18(45,0%)	0(0,0%)	11(27,5%)	6(15,0%)	40 (100,0%)
total	12(6,0%)	25(12,5%)	53(26,5%)	42(21,0%)	44(22,0%)	24(12,0%)	200(100,0%)

$p < 0,0001$ (teste exato de Fisher)

Analisando-se o tipo de coroa total (**Tabela 4**), para os grupos restaurados com coroas confeccionadas em cerômero, houve a predominância de fraturas envolvendo o terço cervical (30% - Tipo b1) seguida por fraturas envolvendo o terço médio (23% - Tipo b2).

Para os grupos restaurados com coras totais em cerâmica as fraturas de mais de 50% da coroa total (37% - Tipo III) predominaram, seguidas por iguais porcentagens de fraturas de até 50% da coroa total (20% - Tipo II) e envolvendo núcleo de preenchimento ou núcleo de preenchimento e retenção (20% - Tipo a)

Tabela 4. Distribuição de freqüências do padrão de fratura (%) em função do tipo de coroa.

Coroa	Padrão de fratura						total
	I	II	III	a	b1	b2	
Cerômero	4(4,0%)	5(5,0%)	16(16,0%)	22(22,0%)	30(30,0%)	23(23,0%)	100(100,0%)
Porcelana	8(8,0%)	20(20,0%)	37(37,0%)	20(20,0%)	14(14,0%)	1(1,0%)	100(100,0%)
total	12(6,0%)	25(12,5%)	53(26,5%)	42(21,0%)	44(22,0%)	24(12,0%)	200(100,0%)

$p < 0,0001$ (teste exato de Fisher)

6 – DISCUSSÃO

Observa-se com grande frequência a ocorrência de fraturas em dentes que foram submetidos ao tratamento endodôntico (Rosen, 1961; Tidmarshi, 1976; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003). Nesse sentido, vários estudos têm sido propostos na busca por procedimentos restauradores que reforcem a estrutura dental remanescente prevenindo a ocorrência de fratura (Rosen, 1961; Tidmarsh, 1976; Grundy & Glyn Jones, 1981; Morgano, 1996; Newman *et al.*, 2003).

Quando se comparam as propriedades mecânicas dos dentes tratados endodonticamente em relação aos dentes vitais, é possível observar alterações provenientes deste tratamento (Fusayama & Maeda, 1969; Lewinstein & Grajower, 1981; Huang, *et al.*, 1992; Sedgley & Messer, 1992). Porém, tem-se demonstrado não haver diferenças entre os dentes polpados e despolpados quanto à dureza Knoop (Fusayama & Maeda, 1969), dureza Vicker's (Lewinstein & Grajower, 1981; Sedgley & Messer, 1992), resistência à compressão, à tração (Huang, *et al.*, 1992; Sedgley & Messer, 1992), ao impacto (Huang, *et al.*, 1992), resistência à fratura (Sedgley & Messer, 1992), bem como na malha colagenosa que compõe a parte orgânica da dentina (Rivera & Yamauchi, 1981). A principal diferença entre estes se dá pela perda de estrutura dentinária relacionada ao tratamento endodôntico.

Neste estudo, foram utilizados dentes bovinos em substituição aos dentes humanos, pois a literatura demonstra viabilidade de sua utilização em pesquisas (Nakamichi *et al.*, 1983; Reeves *et al.*, 1995; Reis *et al.* 2004). De acordo com Pizi (2003), seu uso proporciona o controle de variáveis que poderiam prejudicar a uniformidade da amostragem, como variações da qualidade dentinária, defeitos de morfologia radicular e do canal, condições de armazenamento durante e após as extrações, dimensões radiculares e amplitude do canal radicular. Patierno *et al.*,

(1996) afirma que dentes bovinos além de apresentarem grande disponibilidade, permitem o controle entre o tempo de obtenção e uso e maior uniformidade da dentina, devido à ausência de cárie e doença periodontal, que poderiam afetar a morfologia dos túbulos dentinários.

Os elementos dentais que apresentam extensa destruição da porção coronária e, conseqüentemente, necessidade de tratamento endodôntico, na maioria das vezes necessitam de algum tipo de retenção intra-radicular para que possa reter uma restauração protética (Shillingburg & Kessler, 1991). Essa retenção pode ser realizada por meio da confecção de núcleos metálicos fundidos, da cimentação de pinos pré-fabricados ou preenchimento do canal radicular com materiais adesivos associados aos núcleos de preenchimento. (Ferrari *et al.*, 2000b; Barnabé, 2003; Iglesia-Puig & Arellano-Cabornero, 2004).

Apesar de dentes hígidos apresentarem área neutra de tensões no centro da raiz e a maior concentração de tensão se refletir na circunferência (Assif & Gorfil, 1994; Albuquerque *et al.*, 2003), após a perda da coroa e inserção de retentores intra-radiculares, o estado de tensão-deformação da estrutura é modificado (Naumann *et al.*, 2006; Albuquerque *et al.*, 2003). Sob a aplicação de carga, em um sistema com componentes de rigidez diferentes, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de elasticidade, neste caso, no núcleo metálico fundido. Esta rigidez imposta à estrutura promove restrição do deslocamento do dente, ou seja, sua flexibilidade é diminuída e, conseqüentemente, há redução da tensão periférica da raiz. As tensões que se localizavam na periferia da raiz concentram-se nas regiões onde o deslocamento natural do dente passou a ser mais restrito, na área da interface pino-cimento (Albuquerque *et al.*, 2003). O rompimento da interface induz à dissipação da energia acumulada no interior do pino para a dentina. Além da diferença de rigidez do pino, o canal radicular apresenta dentina em forma radial e, uma vez que as tensões incidem paralelamente

à orientação dos túbulos, elas tendem a gerar efeito de cunha, separando a raiz em duas partes e potencializando as fraturas catastróficas.

Os núcleos metálicos fundidos vêm sendo utilizados durante muitos anos e são considerados padrões de comparação (grupo controle) quando novos sistemas de retenção intra-radicular são avaliados. Como vantagens apresentam adaptação ao longo de todo o canal radicular, podendo ser indicados em diversas situações clínicas (Grundy & Glin Jones, 1981). No entanto, podem apresentar técnica para sua obtenção mais dispendiosa, por envolver fase laboratorial e mais de uma sessão clínica para sua instalação, sendo que, um maior número de passos leva ao aumento de chances de ocorrerem fracassos. Além disso, promovem um maior desgaste de estrutura dental durante o preparo da raiz para recebê-los (Reagan, *et al.*, 1999) e interferem na estética devido à sua cor acinzentada (Nash & Leinfelder, 1998). Também, o risco de contaminação dos sistemas de canais durante os passos para confecção deve ser considerado (Karia, 1998).

As limitações apresentadas pelos pinos metálicos, sejam eles pré-fabricados (Saupe *et al.*, 1996; Ferrari *et al.*, 2000; Mitsui *et al.*, 2004) ou fundidos (Lui, 1994; Ferrari *et al.*, 2000; Newman *et al.*, 2003; Lanza *et al.*, 2005), aliados aos avanços no campo da adesão às estruturas dentárias e o aprimoramento de materiais estéticos e técnicas, levaram ao desenvolvimento de pinos intra-radiculares que pudessem aliar função à estética (Leary *et al.*, 1995; Sahafi *et al.*, 2004). Inicialmente os pinos de zircônia e carbono passaram a ser indicados (Kurtz *et al.*, 2003), e mais recentemente, os pinos de fibras de vidro associados aos cimentos adesivos e núcleos de preenchimento em resina composta (Barnabé, 2003; Cordeiro, 2003; Schwartz & Robbins, 2004).

Diversos autores sugeriram que a utilização de pinos com propriedades mecânicas semelhantes às da dentina e que fossem capazes de aderir ao remanescente dentário, agente cimentante e material de

preenchimento coronário, poderia proporcionar um reforço real da estrutura dentária remanescente (Duret *et al.*, 1990; Hornbrook & Hastings 1995; Freilich *et al.*, 2000; Íñiguez, 2000; Kimmel, 2000; Terry & Triolo, 2001). Materiais com estas características seriam especialmente recomendados quando não existisse nenhum remanescente coronário, de forma a permitir obtenção de uma férula extracoronária convencional. Teoricamente, estes materiais adesivos permitiriam a obtenção de um “abraçamento” ou “amarramento” interno da dentina radicular (Stewardson, 2001). Segundo Stewardson, em 2001 e Eskitaşcioğlu *et al.*, em 2002, a utilização de pinos com materiais menos rígidos que a dentina gera menor transferência de tensão para as estruturas radiculares e, se o material do pino é levemente menos resistente que a dentina, é provável que o pino frature antes que a raiz. Mediante ao exposto, foram selecionadas para este estudo, diversas técnicas para restauração de raízes utilizando-se materiais adesivos com diferentes propriedades, com o objetivo de avaliar o comportamento quando comparados aos núcleos metálicos fundidos.

Outro fator de grande importância para o sucesso do tratamento restaurador é o material utilizado para confecção do núcleo de preenchimento. Dentre os mais utilizados estão o amálgama, resina composta e o ionômero de vidro (Cohen *et al.*, 1996; Reagan *et al.*, 1999; Cohen *et al.*, 2000). No presente estudo o material utilizado foi a resina composta visto que, dentre os materiais estéticos disponíveis, este tem-se apresentado como o de melhores propriedades mecânicas (Cohen *et al.*, 1996; Cohen *et al.*, 1997; Burke *et al.*, 2000; Cohen *et al.*, 2000; Dias-Souza, Dias, Paulillo, 2002) e ainda, não apresenta expansão higroscópica tão acentuada como os cimentos de ionoméricos (Sindel *et al.*, 1999). As resinas compostas apresentam vantagens como boas propriedades mecânicas, facilidade de manipulação, controle do tempo de trabalho,

estética e união à estrutura dental por meio do sistema adesivo (Barnabé, 2003; Cordeiro, 2003).

A maioria dos autores considera o fato dos pinos de fibras possuírem módulo de elasticidade próximo ao da dentina como sua maior vantagem em relação aos núcleos metálicos fundidos, pinos metálicos pré-fabricados e pinos cerâmicos, sendo praticamente unânimes em afirmar que os pinos de fibras proporcionam a absorção da tensão e sua distribuição uniforme para a estrutura radicular do remanescente dentário (Isidor *et al.*, 1996; Fredriksson *et al.*, 1998; Asmussen *et al.*, 1999; Freilich *et al.*, 2000). Assim, se forem aplicadas carregamento excessivo ao elemento dentário, os pinos de fibras serão capazes de reduzir o risco de fratura da raiz (Ferrari *et al.*, 2000a; Freilich *et al.*, 2000), o que foi confirmado por diversos estudos clínicos (Fredriksson *et al.*, 1998; Ferrari *et al.*, 2000a; Mannocci *et al.*, 1998; Naumann *et al.*, 2005) e laboratoriais (King & Setchell, 1990; Sirimai *et al.*, 1999; Soares *et al.*, 1999).

O uso em larga escala de pinos pré-fabricados fixados adesivamente, em especial os retentores de fibra de vidro, têm sido alvo de inúmeras pesquisas. Dever-se-iam indicá-los somente em casos onde sua seção transversal fosse semelhante à do canal radicular (Boschian Pest *et al.*, 2002; Schwartz & Robbins, 2004), diminuindo a linha de cimentação e proporcionando maior retenção ao conjunto (Grandini *et al.*, 2003 e 2005b), mas o que comumente se observa é o uso indiscriminado deste tipo de pino, independente das dimensões do canal radicular (Barnabé, 2003).

O cimento que envolve a porção cervical do pino intra-radicular está geralmente em maior espessura devido à maior desadaptação do pino ao canal nessa região. O volume de cimento resinoso com baixo módulo de elasticidade poderia agir como um dissipador de tensões em função de sua maior tenacidade (Chang & Millstein, 1993; Saupe *et al.*, 1994; Cohen, *et*

al., 1997; Reagan *et al.*, 1999), permitindo maior deformação antes de falharem (Ozturk *et al.*, 2005). Neste estudo os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro apresentaram valores similares aos grupos restaurados com pinos de fibra de vidro reembasados. Kaiser em 2006 e Silva em 2007 encontraram valores superiores para os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro reembasados, entretanto; as amostras em ambos os trabalhos foram restauradas com coroas totais metálicas, sendo que, no trabalho de Kaiser (2006), foi utilizada resina composta de baixa viscosidade. Grandini, (2003) propôs a técnica do reembasamento visando diminuir a linha de cimentação e proporcionar adaptação mais precisa destes pinos às paredes do canal radicular (Grandini *et al.*, 2005b). Ainda, contornar o principal tipo de falha dos pinos de fibra de vidro associados aos cimentos resinosos, que é a perda de retenção (Ferrari *et al.*, 2000b; Manocci *et al.*, 2001). A superioridade dos valores encontrados para os pinos reembasados nos trabalhos de Kaiser, 2006 e Silva, 2006 poderia ser explicada por diversos fatores. A diminuição da linha de cimentação e, conseqüentemente, a substituição de maior volume do cimento por material com propriedades mecânicas melhoradas (Ozturk *et al.*, 2005), poderia contribuir no aprimoramento de todo o sistema. Quanto menor a espessura da película de cimento, mais uniforme é a distribuição do carregamento oclusal e menor a contração de polimerização do cimento resinoso, prevenindo falhas adesivas e deslocamento precoce do pino (Grandini, 2003; Grandini *et al.*, 2003). Pedrosa Filho, em 2006, comparando a resistência ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro e pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta, encontrou melhores resultados para o segundo caso, confirmando as vantagens anteriormente citadas, pois, por meio de microscopia eletrônica de varredura, observou menor incidência de bolhas e falhas para o grupo de pinos reembasados, bem como uma linha de cimentação mais delgada e uniforme.

Diversos autores (Lui, 1994; Martins, 1995; Saupe *et al.*, 1996; Marchi 1997), observaram que a reconstrução interna de raízes com paredes finas utilizando-se resina composta, aumenta a resistência à fratura do remanescente dentário; porém, é difícil conseguir a polimerização completa da resina composta nas regiões mais apicais do canal (Le Bell *et al.*, 2003; Yoldas & Tayfun, 2005). Neste sentido, uma das vantagens do pino anatômico é a possibilidade de sua remoção do canal para complementar a polimerização da resina composta. A conversão incompleta do cimento resinoso ou da resina composta pode comprometer suas propriedades físicas e a resistência de união à dentina.

Todavia, alguns autores acreditam que a cimentação de um pino pode recuperar, em parte, a resistência perdida devido ao preparo dos canais durante o tratamento endodôntico (Leary *et al.*, 1987); porém, esses sistemas de ancoragem podem mais enfraquecer do que reforçar a raiz (Trope *et al.*, 1985). Estudos mais recentes avaliam uma alternativa para se reforçar raízes enfraquecidas por perda de estrutura dentinária, que seria por meio do preenchimento do canal radicular com material adesivo como a resina composta (Saupe, 1994; Mendoza & Eakle, 1994; Martins, 1995; Marchi, 1997). Ainda, quando o pino é totalmente recoberto por compósito, a quantidade de tensões transmitidas ao pino e, conseqüentemente, ao interior do canal é diminuída (Walton & Glick, 1996). Os dados encontrados neste estudo estão de acordo com os resultados encontrados por Resende em 2005, onde os grupos que tiveram os canais restaurados apenas por resina composta apresentaram os maiores valores de resistência à fratura. Todavia, Mitsui *et al.*, (2004), quando da realização de ciclagem mecânica com o objetivo de envelhecer as amostras, obtiveram perda de todos os corpos-de-prova onde haviam preenchido o canal radicular com resina composta. Tal fato pode ser explicado pela utilização de carga intermitente diretamente sobre os

núcleos de preenchimento durante a ciclagem e a não cimentação de coroas totais, enquanto no presente estudo foi utilizada carga contínua.

Fibras de polietileno vêm sendo sistematicamente recomendadas para confecção de retenções intra-radiculares diretamente no canal radicular (Miller, 1993; Sirimai *et al.*, 1999; Freilich *et al.*, 2000; Iñiguez, 2000; Kimmel, 2000; Bottino *et al.*, 2001; Terry & Triolo, 2001; Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002). As mais indicadas são aquelas com tratamento superficial por plasma de gás frio, que permite união química às resinas compostas (Iñiguez, 2000; Miller, 1993; Galhano *et al.*, 2005); e com arquitetura entrelaçada, que possibilita reforço multidirecional da resina e melhor distribuição da tensão (Miller, 1993; Karna, 1996; Kimmel, 2000; Freilich *et al.*, 2000; Kaiser, 2003). Um material com estas características é o Ribbond, utilizado neste estudo.

As principais vantagens deste material seriam: estrutura entrelaçada e união química à resina composta, como dito anteriormente; alta maleabilidade, devido à arquitetura entrelaçada das fibras e ao baixo módulo de compressão (Miller, 1993; Karna, 1996; Rudo & Karbhari, 1999; Freilich *et al.*, 2000;); excelente estética (Miller, 1993; Karna, 1996; Rudo & Karbhari, 1999; Iñiguez, 2000; Terry & Triolo, 2001; Bottino *et al.*, 2001); flexibilidade, que permite dissipação de forças funcionais ou parafuncionais, minimizando o risco de fratura radicular (Miller, 1993; Karna, 1996); preparo conservador, pois devido às propriedades adesivas não é necessário o alargamento adicional do canal radicular (Karna, 1996; Freilich *et al.*, 2000); apresenta-se quimicamente inerte à maioria dos solventes, ácidos ou substâncias alcalinas (Rudo & Karbhari, 1999); as fibras atuam como transmissores ópticos, auxiliando na condução de luz durante a fotoativação (Felippe *et al.*, 2001); biocompatibilidade (Terry & Triolo, 2001); técnica simples e em sessão única, sem custo laboratorial

(Íñiguez, 2000; Terry & Triolo, 2001); fácil remoção (Karna, 1996); baixa sorção de água (Miller, 1993; Rudo & Karbhari, 1999). As desvantagens mais relevantes seriam; a técnica sensível (protocolo adesivo) e a necessidade de se estocar os materiais utilizados (Kaiser, 2003).

Os pinos de fibra de polietileno são indicados para raízes com canais amplos e paredes enfraquecidas (Hornbrook & Hastings, 1995; Terry & Triolo, 2001), pois formariam um bloco único com a raiz pela união de materiais adesivos entre si, reforçando-a e impedindo a propagação de trincas já existentes até o periodonto (Hornbrook & Hastings, 1995; Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002).

Kaiser, em 2003, encontrou menores valores para os grupos restaurados com fibras de polietileno, relatando que esse fato pode ser explicado principalmente à dificuldade em padronizar a proporção entre fibras e cimento resinoso, bem como a distribuição das fibras no interior das raízes. Além disso, a necessidade de impregnação da mesma com o adesivo, dificulta avaliar se todas as fibras foram de fato impregnadas, havendo sempre um risco de contaminação das mesmas durante sua manipulação (Fiber-reinforced composites, 1998). O fato de terem apresentado valores similares aos grupos com pinos de fibra de vidro pode ser justificado pela preservação de estrutura dental durante o preparo das amostras, uma vez que pinos de fibras de polietileno são bem indicados para paredes com canais amplos e paredes enfraquecidas (Hornbrook & Hastings, 1995; Kimmel, 2000) e neste estudo tal procedimento não foi realizado.

Já o núcleo metálico fundido por ser rígido, e adaptar-se em toda a extensão do canal radicular, permanece envolvido por uma delgada camada de cimento resinoso que não é capaz de diminuir as tensões sofridas durante o carregamento. Dessa forma, esse tipo de retenção pode

transmitir maiores tensões durante o carregamento tangencial de compressão potencializando o efeito de alavanca que também está diretamente relacionado ao desenho do pino, sendo maior para os pinos cônicos (Peters *et al.*, 1983). Neste estudo, os grupos restaurados com tal tipo de retenção apresentaram os menores valores sem diferença estatisticamente significativa dos grupos restaurados com pinos de fibra de vidro e fibras de polietileno. Entretanto, este resultado não está de acordo com os trabalhos de Kaiser (2006), Silva (2007) e Maccari (2007) em que os grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram maiores valores de resistência à fratura quando comparados aos grupos restaurados com materiais adesivos. Essa diferença pode ser explicada pela utilização de coroas totais metálicas em todos os estudos, o que não permite que haja dissipação de forças. A superioridade dos valores médios de resistência à fratura apresentados pelos grupos restaurados com resina composta e pinos de fibra de vidro reembasado em relação grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos também pode ser explicada pela união micromecânica entre o sistema adesivo e a dentina radicular, bem como do cimento resinoso à retenção radicular e ao adesivo. Soma-se à cimentação de coroas totais, com cimento resinoso que possuem união química entre o material de ambas as coroas (Pameijer & Louw, 1997). Essa união formaria uma espécie de bloco único entre o núcleo de preenchimento e a raiz, condição esta que poderia reforçar a estrutura dental remanescente (Mendoza *et al.*, 1997). Porém, vários autores não encontraram diferenças significativas na resistência entre núcleos metálicos fundidos e núcleos de preenchimento com materiais variados (Butz *et al.*, 2001; Raygot *et al.*, 2001; Heydecke & Peters, 2002; Heydecke *et al.*, 2002; Hu *et al.*, 2003; Mitsui *et al.*, 2004). Além disso, a avaliação do conjunto de artigos revisados indica que os pinos de fibras, tanto aqueles pré-fabricados quanto os confeccionados diretamente no canal, apresentam um padrão de falhas muito mais favorável (fraturas

reparáveis) que o dos núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados metálicos ou pinos cerâmicos (Sirimai *et al.*, 1999; Butz *et al.*, 2001; Raygot *et al.*, 2001; Heydecke & Peters, 2002; Heydecke *et al.*, 2002; Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002; Hu *et al.*, 2003; Fokkinga *et al.*, 2004; Mitsui *et al.*, 2004), indo ao encontro do padrão de falha observado no presente estudo, exceto para os grupos restaurados apenas com resina composta.

Em relação à altura do remanescente x resistência à fratura, a presença de dois milímetros de remanescente coronário não promoveu o aumento dos valores médios de resistência à fratura em relação aos grupos sem remanescente dentário, contrariando os resultados encontrados nos trabalhos de Sorensen & Engelman (1990b); Assif & Gorfil (1994); Libman & Nicholls (1995); Kahn *et al.* (1996); Cathro *et al.* (1996); Carlini (2001); Zhi-Yue & Yi Xing (2003), em que o abraçamento foi realizado com estrutura metálica. O aumento da resistência à fratura poderia ser explicado pela diminuição do efeito de alavanca da retenção sobre as paredes do canal radicular. A coroa protética metálica quando envolve um bisel gengival ou 1 a 2 mm de remanescente dental coronário, seria capaz de fornecer abraçamento dental reforçando a estrutura remanescente (Sorensen & Engelman, 1990b). Essa diferença pode ser explicada pelo tipo de material selecionado no presente estudo para confecção das coroas totais (cerômero ou cerâmica pura), sendo que, a maioria dos trabalhos utiliza coroas totais metálicas. Este resultado está de acordo com o trabalho de Saupe *et al.*, (1996), onde grupos reforçados com resina composta não apresentaram diferenças estatisticamente significante na presença ou ausência de férula; e Resende em 2005, no qual a presença de 2 mm de remanescente também não proporcionou melhores resultados em relação aos grupos sem remanescente coronário.

Os trabalhos que demonstraram aumento da resistência à fratura pelo efeito férula relataram que após o preparo protético o remanescente dental coronário passa a fazer parte da parede axial do

núcleo e uma vez cimentada a coroa protética ocorre a formação da férula, que aumenta a resistência à fratura da raiz. O aumento de resistência é explicado pela maior preservação de estrutura dental e pela diminuição do efeito de alavanca do pino sobre as paredes do canal radicular (Sorensen & Engelman, 1990b; Loney *et al.*, 1990), porque os esforços mastigatórios são dissipados por essa parede de dentina.

A avaliação do padrão de fratura possui grande relevância clínica, uma vez que, o mesmo ditará a possibilidade ou não de reconstrução do elemento dental fraturado (Resende, 2005). Deve ser enfatizado que, desde que a reconstrução possua resistência à fratura clinicamente aceitável, um padrão de falhas favorável é mais importante que elevados valores numéricos de resistência à fratura. A revisão da literatura desta tese permitiu ampla confirmação de que o comportamento mecânico e o padrão de falhas dos pinos de fibras são diversos dos pinos metálicos e cerâmicos, com vantagem para os primeiros (Sirimai *et al.*, 1999; Butz *et al.*, 2001; Raygot *et al.*, 2001; Heydecke & Peters, 2002; Heydecke *et al.*, 2002; Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002; Hu *et al.*, 2003; Newman *et al.*, 2003; Fokkinga *et al.*, 2004; Mitsui *et al.*, 2004). Os pinos metálicos tendem a produzir fratura irreparável da raiz, enquanto, para os pinos de fibras, a fratura radicular, quando ocorre, é usualmente localizada mais cervicalmente e mais facilmente reparada. O padrão de fratura desfavorável que ocorre quando se utilizam pinos metálicos e cerâmicos é principalmente devido à sua grande rigidez (alto módulo de elasticidade em relação ao da dentina), que causa elevada concentração de tensão na dentina radicular (Duret *et al.*, 1990; Mannocci *et al.*, 1999; Freilich *et al.*, 2000; Felipe *et al.*, 2001; Bottino *et al.*, 2001; Albuquerque, 2002) e à necessidade de remoção de maior quantidade de estrutura dentária quando núcleos metálicos fundidos são confeccionados (Mitsui *et al.*, 2004).

Avaliando-se do padrão de fratura para todas as amostras (**Gráfico 1**) observa-se a predominância de fraturas de mais de 50% das

coroas totais (26,5%), seguidas pelas fraturas oblíquas no terço médio das raízes (22%). Comparado aos resultados obtidos por Resende em 2005, verifica-se que houve diferença no padrão geral de fraturas, uma vez que foi encontrado maior número de fraturas envolvendo os terços cervical e médio. Porém, é válido salientar que para esse estudo, a localização da ponta ativa na porção lingual das coroas durante o ensaio foi mais próxima à região incisal, enquanto no trabalho anterior, a ponta localizou-se no centro da coroa, fato este que poderia justificar tais diferenças.

A distribuição do padrão de fratura apresentou-se diferentemente para os grupos dependendo do tipo de retenção utilizada. Exceto para os grupos restaurados com resina composta (50%), os núcleos metálicos fundidos apresentaram maior quantidade de fraturas do tipo desfavoráveis (42,5%), que seria o envolvimento dos terços cervical e médio, resultado este que está de acordo com autores já relatados anteriormente. O padrão de fratura mais favorável foi relatado para os grupos restaurados com fibras de polietileno, no qual ocorreu maior número de falhas envolvendo a própria fibra. Os resultados encontrados estão de acordo com Kaiser em 2003, que também encontrou padrão de fratura mais favorável para grupos restaurados com fibras de polietileno, com maior porcentagem de falhas envolvendo a fibra, e poucas ocorrências no terço cervical e nenhuma no terço médio. Eskitaşcioğlu *et al.*, 2002 também encontraram resultados semelhantes. É possível que a alta deformação que as fibras de polietileno sofrem sob compressão (Goldberg *et al.*, 1998; Bottino *et al.*, 2001); tenha sido responsável por tais resultados. Apesar disto, este tipo de tratamento deve ser mais bem pesquisado, antes que venha a ser indicado para uso rotineiro na clínica diária, principalmente em caso de raízes enfraquecidas ou em dentes com pouco ou nenhum remanescente coronário (Kaiser, 2003).

Os grupos com remanescente de 2 mm apresentaram maior porcentagem de fraturas localizadas no terço cervical. A maioria das

fraturas ocorreu no sentido oblíquo com início na região palatina e propagação para vestibular na direção apical. Barkhordar *et al.*, (1989) restauraram incisivos superiores humanos por meio de núcleos metálicos fundidos. Os resultados indicaram que o reforço com colar metálico seria necessário para aumentar a resistência à fratura; entretanto, os dados de seu trabalho também demonstraram pior padrão de fratura para as amostras com 2 mm de remanescente envolvidos por colar metálico. Sorensen & Engelman (1990b) também encontraram maior porcentagem de fraturas envolvendo os terços cervical e médio na presença de remanescente em relação aos grupos sem virola. Uma explicação para o ocorrido poderia ser pelo preparo do remanescente coronário que pode ter levado ao enfraquecimento do remanescente com a diminuição da espessura de dentina. Ainda, o pino foi cimentado em profundidade inferior se comparado ao grupo sem remanescente, restando 7 e 5 mm respectivamente de obturação no interior das raízes, podendo ter ocasionado maior concentração de forças na parede de dentina preparada. Carlini (2001), relatou em seu estudo, que na presença da virola, houve predominância de fraturas oblíquas nos terços cervical e médio das raízes; entretanto, na ausência de remanescente coronário, houve maior tendência para ocorrência de fraturas no terço apical e longitudinais. No presente estudo não houve a ocorrência de fraturas longitudinais, podendo ser explicado pela utilização de coroas totais em resina composta laboratorial e cerâmica pura, enquanto que, na maioria dos demais estudos, o tipo de coroa utilizada foi total metálica. Resende em 2005 encontrou maior porcentagem de fraturas envolvendo os terços cervical e médio das raízes com 2 mm de remanescente (36 e 48%). Neste estudo houve diminuição significativa destes valores (28 e 14%). O mesmo ocorreu para os grupos sem remanescente, no qual verifica-se 16 e 10% de fraturas envolvendo os terços cervical e médio respectivamente, contra 32 e 32% para o trabalho de Resende em 2005. Pôde-se observar uma melhora no padrão de

fraturas para as amostras quando comparado ao trabalho anterior. Naquele trabalho foram utilizados pinos de fibra de carbono e pré-fabricados metálicos. Outra justificativa aceitável seria a diferente localização da aplicação de carga que pode ter levado aos diferentes resultados. A não ocorrência de fraturas longitudinais pode ser explicada pelo não abraçamento metálico das raízes.

Na presente pesquisa, o fato de não terem ocorrido falhas por deslocamento das retenções foi possivelmente devido à associação de vários fatores, como: resistência de união suficiente entre o cimento resinoso e a dentina, bem como entre o cimento resinoso e o pino; compatibilidade química entre o cimento resinoso e o sistema adesivo de frascos separados; silanização do pino de fibras previamente à cimentação, proporcionando ganho significativo da união entre pino e resina (Goracci *et al.*, 2005); configuração favorável do pino (paralelo com ápice cônico e macro-retenções superficiais em toda sua extensão); a união favorável entre a matriz da resina composta dos pinos de fibras de vidro utilizados e o cimento resinoso (Ferrari *et al.*, 2001). Ainda, o tipo de carregamento utilizado não favorece o deslocamento dos pinos.

É essencial que o sistema adesivo seja compatível com o cimento resinoso, uma vez que, a polimerização de cimentos resinosos de polimerização química ou de dupla polimerização (como o Rely X ARC, utilizado nesta pesquisa) é prejudicada pela associação com adesivos convencionais simplificados (dois passos) ou com adesivos autocondicionantes de passo único, devido à acidez elevada destes sistemas. Deve-se preferencialmente utilizar com estes cimentos, adesivo convencional de três passos (Berger & Cavina, 2004). O silano possui a capacidade de incrementar significativamente a adesão entre os pinos de fibras e o cimento resinoso (Goracci *et al.*, 2005).

Para os tipos de coroas utilizadas, verificou-se a superioridade dos valores para os grupos restaurados com cerômero em comparação aos

grupos restaurados com coroas totais em cerâmica. Ku *et al.*, em 2002, em um trabalho comparando a resistência à fratura de coroas totais em cerômero e metalocerâmicas, afirma que a literatura é escassa no relato de comparações de materiais para coroas totais na região anterior. Existe vasta documentação para dentes posteriores, e ainda assim, os trabalhos mostram melhor padrão de fratura para dentes restaurados com porcelana pura em relação aos cerômeros.

Na tentativa de superar as principais limitações dos materiais cerâmicos, a indústria busca o desenvolvimento de novos materiais poliméricos de aplicação indireta (Touati, 1996; Touati & Aidan, 1997). Estes materiais (cerômeros) apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes à estrutura dental, sendo caracterizados como materiais que conseguem distribuir de forma satisfatória os carregamentos oclusais em dentes posteriores (Touati, 1996; Touati & Aidan, 1997). Entretanto, Soares (2000) numa comparação de adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais em molares, demonstrou que o padrão de fratura das restaurações cerâmicas foi menos comprometedor que o das resinas indiretas, provavelmente porque estes transmitem tensões que excedem a resistência intrínseca da estrutura dental, levando à fratura do conjunto. Campos em 2005, comparou adaptação marginal e resistência à fratura de coroas totais executadas em diferentes sistemas (metalocerâmica, metalocerâmica modificada, cerâmica pura e cerômero) em pré-molares. Encontrou maiores valores de resistência à fratura para as metalocerâmicas convencionais e com ombro cerâmico, e não encontrou valores com diferença estatisticamente significativa entre os grupos restaurados com cerâmica pura e cerômero. No entanto, o pior padrão de fratura foi avaliado no grupo restaurado com cerômero, no qual todas as amostras fraturaram com envolvimento radicular. Os sistemas cerâmicos são diretamente influenciados pela composição química e propriedades

físicas dos materiais (Rammeslberg *et al.*, 2000). Uma possível explicação para esses resultados, seria a maior estabilidade do conjunto restaurado com cerômeros pela maior similaridade de propriedades mecânicas entre os pinos, resina composta e cimento resinoso em relação à cerâmica, que apresenta maior friabilidade. Porém, mesmo menores os valores de resistência à fratura para a cerâmica pura, em relação às metalocerâmicas, eles excedem as forças normais de oclusão reportadas em diversos estudos que seria em torno de 263 N para homens e 243 N para mulheres em oclusão normal e 297 N durante a deglutição (Gibbs *et al.*, 1981; Kiliaridis *et al.*, 1993; Waltimo & Kononen, 1993).

Apesar dos resultados apontados pelo presente trabalho, há dificuldades de reportá-los para a clínica diária. A utilização de carregamento estático, bem como a aplicação de forças muitas vezes fora do limite fisiológico durante a realização dos testes laboratoriais (Secco *et al.*, 1997), ainda não possibilitaram a reprodução da complexidade das condições de fadiga a que se expõem as restaurações no interior da cavidade bucal, dificultando dessa maneira, a transferência exata dos resultados obtidos para a situação clínica (Eakle, 1986; Stampalia *et al.*, 1986. Eakle *et al.*, 1992; Soares, 2000); entretanto, com a padronização das amostras, preparos e técnica restauradora, da simulação do ligamento periodontal (Kern *et al.*, 1993; Scharnagl, 1998; Carlini, 1999; Koutayas *et al.*, 2000; Soares *et al.*, 2002) e da confecção de coroas totais, pôde-se minimizar, em parte, essa limitação, possibilitando, de certa forma, prever-se o comportamento das restaurações na cavidade bucal.

Torna-se difícil a comparação dos diversos estudos realizados devido à falta de padronização da metodologia (Naumann *et al.*, 2005), uma vez que, diferentes trabalhos selecionam diferentes tipos de retenção, alturas de remanescente, tipos de término, material para confecção das coroas; alguns trabalhos não utilizam as coroas totais, nem todos os autores simulam o ligamento periodontal, a velocidade do carregamento

também varia entre os estudos, o local de aplicação da carga e o tipo de carregamento, dentre outros fatores.

No presente estudo, a presença da virola não proporcionou um aumento da resistência à fratura, independente do tipo de retenção utilizada, fato este que poderia ser explicado pela utilização de coroas totais em resina composta laboratorial ou cerâmica pura, uma vez que, o efeito virola refere-se ao abraçamento do remanescente por meio de um colar metálico. Morgano & Bracket (1999), relataram que devido à falta de estudos que avaliem o reforço interno de raízes por meio de sistemas adesivos, não se deve abandonar o abraçamento clássico da superfície externa da raiz. Entretanto, comparando-se os resultados encontrados no presente estudo com outros que tiveram o mesmo objetivo, observa-se que o padrão de fratura apresentou-se de maneira mais favorável, atingindo no máximo o início do terço médio, não havendo fraturas atingindo o terço apical ou fraturas longitudinais. Saupe *et al.* (1996), avaliando grupos que tiveram as raízes preenchidas com resina composta não encontrou diferença estatisticamente significativa entre grupos com e sem férula, relatando que quando for utilizada resina composta, pode-se eliminar a férula, economizando-se estrutura dental sadia.

Estudos que utilizam materiais adesivos devem ser realizados simulando-se diferentes situações clínicas, avaliando-se diferentes tipos de carregamento e associações de técnicas restauradoras, a fim de possibilitar economia de tecido dental remanescente e de se eleger a técnica restauradora que, se por ventura fracassar, possibilite nova restauração do dente em questão.

Devido às diferenças de resultados encontradas entre os diversos trabalhos realizados, estudos clínicos de acompanhamento longitudinal fazem-se necessários para elucidarem os resultados obtidos em estudos realizados *in vitro*.

7 – CONCLUSÃO

Respeitando as limitações desse estudo, com base na análise dos resultados obtidos é possível concluir que:

- 1 – O tipo de coroa total e o tipo de retenção intra-radicular têm influência na resistência à fratura de raízes bovinas;
- 2 – A presença de dois milímetros de remanescente dental coronário não promoveu aumento dos valores de resistência à fratura para os grupos estudados;
- 3 – Os grupos restaurados com pino de fibra reembasados e resina composta apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, enquanto os grupos restaurados com núcleo metálico fundido apresentaram os menores valores, sem diferença estatística dos grupos restaurados com pinos de fibra de vidro e fibras de polietileno.
- 4 – Os grupos restaurados com coroas totais em cerômero apresentaram valores de resistência à fratura estatisticamente superiores em comparação aos restaurados com coroas totais em cerâmica pura.
- 5 – Os grupos restaurados com fibra de polietileno apresentaram maior quantidade de padrões de fratura favoráveis, enquanto os restaurados apenas com resina composta apresentaram padrões de fratura desfavoráveis, seguidos dos núcleos metálicos fundidos.
- 6 – Os grupos restaurados com coroas em cerâmica apresentaram padrão de fratura mais favorável quando comparados aos grupos restaurados com coroas totais em cerômero.

Conclusão

7 – Os grupos sem remanescente coronário apresentam padrão de fratura mais favorável quando comparados aos grupos com 2 mm de remanescente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS²

Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 2002; 87: 431-437.

Anusavice KJ. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2: Ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges. Gen Dent. 1997; 45(1): 30-5.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999; 27(4): 275-8.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1994; 1: 565-567.

Barnabé W. Avaliação *in vitro* da retenção às superfícies radiculares, através da resistência à extrusão, de pinos de fibra de vidro cimentados com três cimentos à base de resina. [tese]. Bauru: USP/FOB; 2003.

Barkhordar RA, Radke R, Abassi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. J Prosthet Dent. 1989; 61:676-678.

Bello A, Jarvis RH. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. J Prosthet Dent. 1997; 78(5): 437-40.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater. 2002; 18(8): 596-602.

Brandal JL, Nicholls JJ, Harrington GW. A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. J Prosthet Dent. 1987; 58: 161-165.

Burke FJ, Shaglouf AG, Combe EC, Wilson NH. Fracture resistance of five pin-retained core build-up materials on teeth with and without extracoronary preparation. Oper Dent. 2000; 25: 388-394.

Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects

² De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Referências Bibliográficas

restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2001; 14(1): 58-64.

Campos RE, adaptação marginal e resistência à fratura de coroas totais executadas em diferentes sistemas. [tese]. Araraquara: UNESP/FOAR; 2005.

Carlini JR. B. Influência do remanescente dental, do término gengival e da retenção intra-radicular na resistência à fratura de restaurações protéticas [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Carlini JR. B. Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1999.

Cathro PR; Chandler NP, Hood JAA. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composites cores. *Endod Dent Traumatol*. 1996; 12: 124-128.

Cavina DA *et al*. Uso de pinos intra-radiculares adesivos não metálicos. *Revista AcBO – Academia Brasileira de Odontologia*, 2000; 7-11.

Chang WC, Millstein PL. Effect of design of prefabricated post heads on core materials. *J Prosthet Dent*. 1993; 69: 475-482.

Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. *J Am Dent Assoc*. 1998; 129(1): 96-97.

Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? *J Am Dent Assoc*. 1996; 127: 1522-28.

Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(5): 487-495.

Cohen BI, Pagnillo MK, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. *J Oral Rehabil*. 1999; 26(6): 488-494.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. *J Prosthet Dent*. 1997;78(5): 458-64.

Referências Bibliográficas

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. J Oral Rehabil. 2000; 27: 83-92.

Coolidge ED. The thickness of human periodontal membrane. J Am Dent Ass. 1937; 24:1260-1270.

Cordeiro NDP. Resistência ao cisalhamento por extrusão – “push out” – de pinos de fibra de vidro à dentina radicular. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Dean JP, Jeanson BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. J Endod. 1998; 24: 807-810.

Deutsch AS, Cavallari J, Musikant BL, Silverstein BA, Lepley J, Gina Petroni BS. Root fracture and the design of prefabricated posts. J Prosthet Dent. 1985; 53: 637-640.

Dias-Souza GM, Dias CTS, Paulillo LAMS. Resistencia à fratura de raízes bovinas reconstruídas com pino de fibra de vidro e núcleos de preenchimento estéticos. In Anais da 19ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. Águas de Lindóia. São Paulo: SBPqO; 2002 p.150.

Duret PB, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept o de reconstruction corono-radicaire: Le Composipost (1). Chir Dent Fr. 1990; 60: 131-141. Apud Pizi ECG. Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas fixadas sobre diferentes reconstruções. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Eakle WS. Increased fracture resistance of teeth: comparison of five bonded composite resin systems. Quintessence Int. 1986b; 17:17-20.

Eakle WS, Staninec M, Lacy AM. Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. J Prosthet Dent. 1992; 68: 257-260.

Eskitaşcioğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod. 2002; 28(9): 629-33.

Felippe LA, Baratieri LN, Monteiro JR S. Fibras de reforço para uso Odontológico – Fundamentos básicos e aplicações clínicas. Rev Ass Paul Cirurg Dent. 2001; 55(4): 245-50.

Referências Bibliográficas

Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosth.* 2001; 14(4): 355-63.

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho □. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosth Dent.* 2003; 90(6):556-62.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001; 17(5): 422-9.

Ferrari M *et al.* Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000a; 12: 9B-13B. Special issue.

Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts. *Am J Dent.* 2000b; 13:15B-18B. Special Issue.

Fiber-reinforced composites. *Dent Adv.* 1998; 15(2): 1-5.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(4): 476-82.

Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 151-157.

Friedler AP, Leinfelder K. The clinical Application of a New Post. *Dentistry Today* 1999; 18: 1-3.

Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res.* 1969; 48: 452-460.

Galhano GA *et al.* Evaluation of the flexural strength of carbon fiber -, quartz fiber -, and glass fiber-based posts. *J Endod.* 2005; 31(3): 209-11.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL, Ginsberg SB. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent.* 1981; 46(5): 561-7.

Goldberg AJ, Freilich MA, Haser KA, Audi JH. Flexure properties and fiber architecture of commercial fiber reinforced composites. *J Dent Res.* 1998; 77(2):226. Abstract n. 967. Trabalho apresentado no 27º Anual Meeting of the IADR / 22nd CADR, Mar. 1998.

Referências Bibliográficas

- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosth Dent*. 2003; 90(1): 31-41.
- Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater*. 2005; 21(5): 437-44.
- Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent*. 2003; 5(3): 243-47.
- Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. 1: *Dent Mater*. 2005a; 21(2): 75-82.
- Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont*. 2005b;18(5): 399-404.
- Grundy JR, Glyn Jones JC. Crowning pulpless teeth – Part 1. *Br Dent J*. 1981; 150: 307-12.
- Guttman JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated theet. *J Prosthet Dent*. 1992; 67: 458-467.
- Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*. 1979; 42: 39-44.
- Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct post and cores: a sistematic review. *J Prosthet Dent*. 2002a; 87(4): 380-6.
- Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*. 2002b; 87(4): 438-45.
- Hollis RA *et al*. Post and core, state-of-art. *Clin Res Assoc*. 1998; 22(1): 2-3.

Referências Bibliográficas

Hornbrook DS; Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995; 7(5): 33-42.

Huang TG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*. 1992; 18: 209-215.

Hunter AJ, Flood AM. The restoration of endodontically treated teeth. Part 3. Cores. *Aust Dent J*. 1989; 34(2): 115-121.

Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int*. 2003; 34(5): 349-53.

Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(2): 191-4.

Íñiguez I. Odontología restaurativa directa. Usos de RIBBOND para restaurar dientes tratados endodónticamente. *Rev ADM*. 2000; 57(2): 54-58.

Isidor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont*. 1996; 9: 131-136.

Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosth*. 1999; 12(1): 78-82.

Jiménez MP. Nueva generación de muñones estéticos de resina reforzada com fibras de vidro. Apresentação de um caso clínico. *Acta Odont Venez*. 2001; 39(3) Dic. Kahn FH. Selecting a post system. *J Amer Dent Ass*. 1991; 122(12): 70-71.

Kaizer OB. Avaliação da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos dentários e com pinos de fibras de polietileno. [dissertação]. Bauru: USP/FOB; 2003.

Kaizer OB. Avaliação da resistência à fratura de dentes com condutos alargados e reconstruídos com pinos de fibras de vidro pré-fabricados (associados a pinos acessórios ou fitas de fibras) ou com pinos anatômicos. [tese]. Bauru: USP/FOB; 2006.

Referências Bibliográficas

Karia LI. Cuidados no preparo do canal radicular: Contaminação durante o preparo até a cimentação do pino intra-radicular. [monografia]. Uberlândia: FOUFU; 1998.

Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. Am J Dent. 1996; 9(5): 230-32.

Katebzadeh N, Dalton C, Trope M. Strengthening immature teeth during and after apexification. J Endod. 1998; 24(4):256-59.

Käyser AF, Leempoel PJB, Snoek PA. The metal post and composite core combination. J Oral Rehabil. 1987; 14: 3-11.

Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent. 1993; 21: 117-121.

Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. Acta Odontol Scand. 1993; 51(5): 323-31.

Kimmel SS. Restoration of endodontically treated tooth containing wide or flared canal. N Y State Dent J. 2000 Dec;66(10):36-40.

King PA, Setchell DJ. A in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil. 17: 599-609, 1990.

Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. J Prosthet Dent. 2000; 83: 540-47.

Kurtz JS, Perdigão J, Geraldini S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. Am J Dent. 2003 Sep;16 Spec No: 31A-36A.

Leary JM, Aquilino Assware CW. An evaluation of post strength within the elastic limits of dentin. J Prosthet Dent. 1987; 57: 277-281.

Leary JM, Holmes DC, Johnson WT. Post and core retention with different cements. Gen Dent. 1995;43(5): 416-9.

Referências Bibliográficas

Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(4): 403-8.

Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod*. 1981; 7: 421-422.

Loney RW, Kotowics WE, McDowell GC. Tree dimension photoelastic stress analysis of ferule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 506-546.

Lui J L. A technique to reinforce weakened roots with post canals. *Endod Dent Traumatol*. 1987; 3(6): 310-14.

Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int*. 1994; 25(5): 313-19.

Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(1): 30-6.

Manning KE, Yu DC, Yu HC, Kwan EW. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basics concepts. *J Canad Dent Ass*. 1995; 61(8): 696-706.

Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J Endod*. 1999; 25(12): 789-94.

Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent*. 2001;14(4): 200-4.

Manocci F, Vochi A, Ferrari M. Carbon fiber versus cast posts: a two years recall study. [abstract 419]. *J Dent Res*. 1998; 77: 1259.

Marchi GM. Resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com um sistema adesivo associado a pinos intra-canaís [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997.

Martins F, Resende CA, Dekon, SFC, Sundfeld, RH. Reprodução da anatomia oclusal utilizando-se matrizes pré-moldadas. *JBA*. 2002; 2: 286-291.

Referências Bibliográficas

Martins LRM. Avaliação da resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com materiais adesivos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1995.

McLaren EA, Rifkin R, Devaud V. Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999; 11(4): 423-32

Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*. 1997; 78: 10-14.

Miller TE. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Comp Continuing Educ Dent*. 1993; 19(6): 800-12.

Mitsui FHO, Marchi GM, Cavalcanti AN, Pimenta LAF. Resistência à fratura de raízes envelhecidas com diferentes espessuras dentinárias e retentores intra-radulares. In: *Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 2004. Águas de Lindóia. São Paulo: SBPqO; 2004. p.228 [Resumo Pc 205].

Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int*. 2004; 35(8): 612-6.

Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*. 1999; 82:643-657.

Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent*. 1996; 75: 375-380.

Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004; 48(2): 397-416.

Mosso G. Avaliação clínica – Fibrekor Post. *The Dental Advisor*. 1999; 6: 15.

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*. 1983; 62: 1076-1081.

Nash RW, Leinfelder KF. The use of posts for endodontically treated teeth. *Compendium*. 1998; 19: 1054-1062.

Referências Bibliográficas

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fiber reinforced composite post restorations after 2 years – an observational clinical study. J Dent. 2005; 33(4): 305-12.

Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: An *in vitro* evaluation after chewing simulation. Acta Odont Scand. 2006; 64(1): 31-6.

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 2003; 89: 360-367.

Olusile AO, Oginni A. Restoration of endodontically treated teeth: a review. Niger Postgrad Med J. 2004; 11(1): 50-7.

Ozturk N, Usumez A, Usumez S, Ozturk B. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. Quintessence Int. 2005;36(10): 771-7.

Pameijer CH, Louw NP. Significance of pulpal pressure during clinical bonding procedures. Am J Dent. 1997; 10: 214-8.

Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated theet. Endod Dent Traumatol. 1994; 10: 91-93.

Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. Endod Dent Traumatol. 1996 Oct;12(5): 227-36.

Paulillo LAM. Resistência à fratura de raízes bovinas restaurados com retenções intra-radulares e coroas protéticas sem virola. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Paul SJ, Scharer P. Post and core reconstruction for fixed prosthodontic restoration. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1997; 9: 513-520.

Pedrosa Filho, CF. Influência do reembasamento com resina composta na resistência à extrusão de retentores intra-radulares de fibra de vidro. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Peters MC, Poort HW. Farah, J.W. Craig, R.G. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res. 1983; 62: 760-763.

Referências Bibliográficas

Pizi ECG. Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas fixadas sobre diferentes reconstruções. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(2): 93-8.

Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003; 28(1):86-91.

Queiroz VS, Pizi ECG, Martins LRM, Soares CJS. Resistência à fratura de núcleos de preenchimento de resina associados ou não a pinos intraradiculares construídos sobre diferentes substratos. *Anais JOP.* Piracicaba; 2002. p. 13.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(3):303-8.

Raygot CG, Chai J, Jameson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(2): 141-5.

Reagan SE, Fruits TJ, Brunt CLV, Ward CK. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. *Quint Int.* 1999; 30: 61-67.

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent.* 1995; 20(6): 230-235.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent.* 2004; 6(2): 117-21.

Rivera E, Yamauchi M. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *J Endod.* 1981; 17: 421-422.

Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1961; 11: 972-986.

Rosen H, Partida-Rivera M. Iatrogenic fracture of roots reinforced with a cervical collar. *Oper Dent.* 1986; 11: 46-50.

Referências Bibliográficas

Rudo D, Karbhari ME. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am.* 1999; 43(1): 7-35.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3): 307-12.

Saupe WA, Gluskin AH, Radke RAJ. 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. *Quint Int.* 1996; 27: 483-91.

Scharnagl P. Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücker. 1998. 102p. Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg. Apud Pizi ECG. Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas fixadas sobre diferentes reconstruções. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.

Secco AS, Martins LRM, De Góes MF, Consani S. Sustentação de esmalte com ionômeros de vidro e resina composta: efeito na resistência à fratura das cúspides de dentes restaurados. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1997; 11: 255-261.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992; 18: 332-5.

Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB. Restoration endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1970; 24: 401-409.

Silva GR. Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas. Avaliação mecânica e por extensometria. [dissertação]. Uberlândia: FOUFU; 2007.

Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1964; 14: 72-381.

Referências Bibliográficas

- Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent*. 1999; 27: 175-81.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(3): 262-69.
- Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quint Int*. 1998; 29(5): 305-12.
- Soares CJ. Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.
- Soares CJ, Pizi ECG, Soares V, Martins LRM. Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. In: *Anais da 16ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 2002. Águas de Lindóia. São Paulo: SBPqO; 2002. p.82 [Resumo Ib 171].
- Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent*. 2005a; 18(1): 57-60.
- Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Pesqui Odontol Bras (Engl)*. 2005b. 19: 11-6.
- Soares JCF. Resistência à fratura de raízes enfraquecidas reconstruídas com sistemas restauradores adesivos. [dissertação]. Bauru: USP/FOB; 1999.
- Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990; 64: 419-24.
- Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 529-36.
- Stampalia LL, Nicholls JJ, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin bonded restorations. *J Prosthet Dent*. 1986; 55: 694-98.
- Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent*. 1978; 39: 401-5.

Referências Bibliográficas

Stewardson DA. Non-metal post systems. Dent Update. 2001; 28(7): 326-36.

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent. 1999; 81(4): 380-5.

Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont. 1998; 11(6): 602-9.

Tay FR, Pashley PH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod. 2007; 33(4): 391-8.

Tidmarsh BG. Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Endod. 1976; 2: 274-5.

Terry DA, Triolo PT, Swift EJ. Fabrication of direct fiber-reinforced posts: a structural design concept. J Esthet Restor Dent. 2001; 13: 228-40.

Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. J Prosthet Dent. 1995; 73(5): 439-44.

Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M. Tooth fracture – a comparison of endodontic and restorative treatments. J Endod. 1978; 4: 341-5.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endod Dent Traumatol. 1985; 1: 108-11.

Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res. 1993; 101(3): 171-5.

Walton JW, Glick N. Apical root strain as a function of post extension into a composite resin core. J Prosthet Dent. 1996; 75: 499-505.

Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. J Prosthet Dent. 1992; 68(3): 416-20.

Yoldas O, Tayfun A. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. J Endod. 2005; 31(2): 104-6.

Referências Bibliográficas

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent. 2003; 89: 368-73.

Referências Bibliográficas

OBRAS CONSULTADAS

- Albuquerque RC. Pinos intra-radulares pré-fabricados. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Oclusão / ATM – Prótese – Prótese sobre Implantes – Prótese Bucomaxilofacial. 20º Arte Ciência Técnica. São Paulo: Artes Médicas; 2002. v.6. p. 441-462.
- Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 10a ed. Philadelphia: Saunders; 1996. 412p. il.
- Berger CR, Cavina DA. Pinos intra-radulares não-metálicos. In: Gomes, JC (Coord). Estética em clínica odontológica. Curitiba: Ed. Maio, 2004. Cap. 12, p. 395-426.
- Bottino MA *et al.* Materiais poliméricos. In: _____. Estética em reabilitação oral metal free. São Paulo: Artes Médicas; 2001. Cap. 6. p. 348-379.
- Ceccotti EM, Souza DD. Teses e Dissertações – Manual de Normalização da UNICAMP/FOP. Piracicaba. 2003.
- Eissmann HF, Radke RA. Postendodontic restoration. In: Cohen S, Burns RC, editors. Pathways of the pulp. 4th ed. St. Louis: CV Mosby; 1987. p640-3.
- Freilich MA *et al.* Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 2000. 106 p.
- Grandini S. O pino anatômico. In: Scotti R, Ferrari M. (Coord). Pinos de fibra. São Paulo: Artes Médicas, 2003. Cap. 9, p. 93-98.
- Galvão Filho S. Dicionário Odonto-Médico Inglês-Português. 4. ed. São Paulo: Santos; 2003. 976 p.

Referências Bibliográficas

- Mazur I. Odontologia com Fibra: Atlas de Compósitos Reforçados – Rio de Janeiro: 2003. p. 83-100.
- Moyers RE. Ortodontia. Guanabara Koogan, 4ª ed., 1991, 483 p.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentos de Prótese Parcial Fixa. 1. ed. São Paulo: Quintessence; 1986. 340 p.
- Shillingburg HT, Kessler JC. Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente. 2. ed. São Paulo: Quintessence; 1991. 384p.

ANEXO 1

Quadro 3

Dimensões das raízes seleccionadas.

Dente	VL1	VL2	VL3	MD1	MD2	MD3
1	7,89	6,91	5,23	6,54	5,40	4,21
2	8,17	6,84	4,78	7,03	5,81	4,26
3	8,23	7,61	5,69	7,17	6,11	4,32
4	7,71	6,94	4,97	6,99	5,98	4,50
5	7,98	7,02	5,43	6,76	5,75	4,69
6	8,16	7,12	5,21	7,54	6,17	4,73
7	8,01	7,24	5,47	6,98	5,86	4,29
8	7,93	6,99	5,22	7,19	5,79	4,31
9	7,88	7,30	5,99	7,56	6,01	4,63
10	8,09	7,17	5,59	6,75	5,71	4,58
11	8,18	7,19	5,61	6,80	5,84	4,70
12	7,71	6,90	5,22	7,16	6,02	4,57
13	7,94	7,15	5,28	6,77	5,81	4,28
14	7,45	6,79	5,15	7,09	5,78	4,39
15	8,13	7,11	5,44	7,31	6,06	4,72
16	7,99	6,95	5,40	6,84	5,62	4,33
17	8,11	7,40	5,58	7,13	6,13	4,90
18	8,19	7,27	5,87	7,14	6,17	4,61
19	7,92	7,30	5,09	6,86	6,02	4,34
20	8,21	7,39	5,43	7,01	5,76	4,21
21	8,05	7,54	5,80	7,12	6,09	4,73
22	7,94	7,32	5,45	6,86	5,93	4,55
23	8,31	7,48	5,61	7,16	6,04	4,59
24	7,50	6,55	4,56	6,61	5,52	4,26
25	8,20	7,41	5,67	7,07	5,90	4,56
26	8,01	6,88	5,54	7,07	6,00	4,29
27	7,98	6,99	5,51	7,17	6,09	4,98
28	7,62	7,00	5,13	6,72	5,52	4,18
29	7,75	6,88	4,97	7,05	5,83	4,68
30	8,21	7,49	5,41	7,12	6,10	4,63
31	8,23	7,19	5,35	7,06	6,28	4,89
32	7,93	7,48	5,15	7,08	5,94	4,91
33	8,07	6,97	5,31	7,04	6,13	4,86
34	7,95	6,80	4,97	6,91	5,76	4,26
35	7,83	7,21	5,65	7,11	6,08	4,59
36	8,16	7,30	5,58	7,14	7,03	4,78
37	7,69	6,06	4,89	6,68	5,68	4,23

38	8,15	7,20	5,64	7,09	6,13	4,88
39	8,07	7,01	5,46	6,99	6,15	4,38
40	7,76	6,93	5,29	6,15	5,98	4,52
41	7,99	7,12	5,68	7,11	6,08	4,74
42	7,88	6,81	5,49	6,79	5,66	4,42
43	8,13	7,47	5,60	6,77	5,95	4,38
44	7,54	6,33	4,80	6,58	5,37	4,22
45	8,01	7,42	5,93	7,07	6,10	4,71
46	7,98	7,25	5,22	6,79	5,69	4,28
47	8,28	7,22	5,91	7,02	6,29	4,69
48	7,43	6,68	5,32	6,67	5,60	4,31
49	7,99	7,03	5,66	6,83	5,69	4,56
50	7,43	6,49	5,27	6,36	5,67	4,36
51	7,66	6,97	5,25	6,99	5,84	4,69
52	8,25	7,38	5,86	7,13	6,14	5,01
53	7,60	6,95	5,14	6,71	5,68	4,22
54	7,88	6,85	5,38	6,89	6,04	4,80
55	8,33	7,36	5,89	7,02	6,00	4,46
56	7,91	7,28	5,57	6,96	5,97	4,67
57	8,17	7,31	5,84	7,04	5,97	4,35
58	8,20	6,75	5,79	7,11	6,13	4,84
59	7,69	6,84	5,06	6,63	5,66	4,49
60	7,91	7,04	5,76	6,79	5,55	4,21
61	8,18	7,35	5,38	7,14	6,11	4,90
62	7,99	7,33	5,65	6,72	5,68	4,89
63	8,13	7,28	5,40	6,95	5,84	4,41
64	7,88	6,44	5,20	6,51	5,59	4,28
65	7,67	6,91	5,08	6,66	5,47	4,25
66	7,93	6,65	5,52	6,81	5,67	4,39
67	8,05	6,99	5,96	7,15	6,13	4,93
68	8,09	6,77	5,21	7,12	5,96	4,60
69	7,94	6,75	5,37	6,63	5,88	4,32
70	8,13	7,15	5,64	7,16	5,79	4,98
71	7,83	7,08	5,14	6,66	5,41	4,29
72	7,97	7,59	5,58	7,11	6,14	4,55
73	8,05	7,28	5,39	7,07	5,99	4,71
74	8,11	7,51	5,30	6,98	6,01	4,74
75	7,69	7,48	5,25	6,99	5,91	4,70
76	7,85	6,86	5,44	7,01	5,92	4,23
77	7,92	7,03	5,48	6,64	5,77	4,21
78	8,08	7,13	5,22	6,74	5,51	4,28
79	8,01	7,60	5,57	7,23	5,94	4,71
80	8,34	7,18	5,67	7,16	5,98	4,37
81	8,09	6,78	5,45	6,70	5,84	4,38

82	8,23	7,58	6,21	7,17	6,13	5,02
83	7,69	7,17	5,94	6,76	5,70	4,36
84	8,02	6,98	5,56	7,07	6,08	4,61
85	7,91	7,14	5,47	6,95	6,01	4,53
86	8,20	7,03	5,44	6,97	5,81	4,42
87	8,14	6,79	5,59	7,09	6,18	4,38
88	8,17	7,56	5,51	7,18	6,11	4,64
89	7,70	6,50	5,54	6,82	5,64	4,26
90	8,00	6,92	5,76	7,02	5,96	4,68
91	7,97	7,20	5,29	6,84	5,79	4,28
92	7,63	7,01	5,31	6,97	6,04	4,72
93	7,45	6,59	5,90	7,04	6,11	4,28
94	7,89	7,27	5,59	7,13	6,02	4,40
95	7,98	7,30	6,12	7,02	6,16	4,81
96	8,03	6,94	5,97	6,99	6,13	4,37
97	8,20	7,47	5,64	7,15	6,93	4,85
98	7,69	7,00	5,44	6,97	5,82	4,73
99	7,52	6,96	5,43	6,83	5,62	4,22
100	7,88	7,50	5,81	6,96	5,99	4,86
101	8,23	7,68	5,56	7,14	5,98	4,54
102	8,15	7,60	5,97	7,08	6,18	4,59
103	7,90	7,23	5,46	7,02	6,03	4,78
104	8,18	7,62	5,60	7,12	6,14	4,89
105	7,73	6,71	5,49	6,88	5,97	4,57
106	8,04	7,56	5,56	6,80	5,87	4,31
107	7,96	7,61	5,79	6,99	6,06	4,83
108	7,55	6,97	5,46	6,72	5,64	4,30
109	7,90	7,04	5,84	7,01	6,11	4,96
110	7,93	7,54	5,57	6,90	5,51	4,37
111	8,24	7,69	6,14	7,18	6,1	4,79
112	7,91	7,33	5,23	6,85	5,83	4,35
113	7,73	6,82	5,78	6,99	6,12	4,84
114	8,15	7,25	5,71	7,00	6,08	4,77
115	7,91	7,20	5,32	6,73	5,65	4,39
116	7,71	7,19	5,57	6,81	5,57	4,44
117	7,92	6,48	5,54	6,83	5,64	4,25
118	8,17	7,76	6,01	7,18	6,05	4,95
119	7,56	7,17	5,59	6,98	6,13	4,36
120	8,28	6,80	5,31	6,50	5,87	4,61
121	8,15	7,46	5,87	7,09	5,75	4,80
122	7,76	7,68	5,57	7,13	6,11	4,57
123	8,17	7,55	5,34	7,05	5,68	4,76
124	7,81	7,54	5,79	6,99	5,91	4,78
125	7,95	7,43	5,30	7,00	5,96	4,42

126	8,04	7,40	5,47	7,10	6,12	4,47
127	7,87	6,99	5,76	6,93	5,80	4,53
128	8,02	7,10	5,77	7,17	6,15	4,89
129	8,24	7,66	5,83	7,04	5,87	4,61
130	7,61	7,19	5,70	7,12	5,95	4,59
131	7,96	7,42	5,58	7,08	6,12	4,93
132	8,05	7,50	5,83	6,19	6,15	4,99
133	7,75	6,98	5,74	6,87	5,72	4,54
134	7,99	7,02	5,63	7,01	5,61	4,27
135	7,58	6,99	5,37	6,90	5,75	4,26
136	8,00	7,04	5,61	7,11	6,06	4,72
137	7,75	6,77	5,49	6,96	5,89	4,48
138	7,64	6,92	5,33	6,90	5,96	4,59
139	8,01	7,15	5,68	7,04	6,03	4,80
140	7,86	6,94	5,88	7,01	5,98	4,53
141	8,34	7,51	6,12	7,13	6,11	4,99
142	7,70	6,88	5,74	6,72	5,51	4,35
143	8,16	7,41	5,83	7,06	5,97	4,41
144	8,03	7,54	5,46	6,82	5,79	4,47
145	8,06	7,20	5,89	7,00	6,01	4,95
146	7,59	6,87	5,32	6,87	5,79	4,51
147	7,95	6,99	5,90	6,79	6,11	5,02
148	8,14	7,21	6,13	7,06	6,00	5,89
149	7,90	6,91	5,67	7,01	5,99	4,67
150	8,15	7,19	5,91	6,96	5,81	4,68
151	7,85	6,68	4,78	7,04	5,82	4,72
152	7,62	7,01	5,82	6,74	5,63	4,44
153	7,93	6,94	5,55	6,98	5,90	4,48
154	8,13	7,51	5,96	6,99	5,91	4,65
155	7,90	6,64	5,83	6,87	5,61	4,56
156	8,09	7,43	5,68	7,09	5,99	4,69
157	7,96	7,22	5,91	7,02	6,05	4,98
158	7,77	6,86	5,29	6,94	5,67	4,66
159	7,51	6,90	5,82	6,91	5,85	4,72
160	8,06	7,12	5,99	7,09	5,97	4,63
161	7,61	6,86	5,59	6,87	5,64	4,59
162	7,92	7,10	5,96	6,77	5,39	4,35
163	8,31	7,30	6,46	7,02	6,11	4,90
164	7,99	6,75	5,58	6,69	5,75	4,41
165	8,25	7,03	5,94	7,05	5,84	4,59
166	7,81	6,99	6,02	6,85	5,58	4,47
167	8,07	7,19	6,04	6,98	5,96	4,92
168	7,95	7,00	5,91	6,91	5,90	4,68
169	7,69	6,45	5,28	6,87	5,54	4,62

Anexos

170	8,19	7,31	5,96	7,03	6,18	5,01
171	7,92	6,85	5,93	6,95	5,76	4,83
172	7,66	6,87	5,12	6,66	5,49	4,61
173	7,75	6,70	5,10	6,83	5,73	4,64
174	7,89	6,92	5,51	6,71	5,58	4,59
175	7,59	6,43	5,57	6,38	5,29	4,37
176	8,21	7,36	5,81	7,13	6,08	5,02
177	7,83	6,54	5,82	6,85	6,01	4,93
178	8,37	7,29	5,79	7,11	6,04	4,92
179	7,95	7,01	5,79	6,69	5,97	4,71
180	8,15	7,51	6,00	7,02	5,95	4,74
181	7,87	6,98	5,79	6,97	6,01	4,85
182	8,01	6,93	5,55	6,94	5,86	4,50
183	7,90	6,71	5,46	6,88	5,79	4,68
184	7,82	6,73	5,57	6,09	5,94	4,32
185	7,74	6,58	5,39	6,61	5,47	4,39
186	8,21	7,33	5,99	6,68	5,95	4,94
187	8,30	7,26	5,51	7,13	5,98	4,63
188	7,63	6,70	5,22	6,56	5,68	4,49
189	7,70	6,61	5,83	6,74	5,52	4,37
190	8,26	7,31	5,89	7,06	5,98	4,65
191	8,15	7,32	5,91	7,08	6,00	4,61
192	7,95	6,86	5,61	6,75	5,62	4,79
193	8,19	7,40	5,84	7,02	5,94	4,54
194	7,91	6,89	5,33	6,88	5,62	4,37
195	8,33	7,29	5,82	7,06	6,50	4,44
196	8,11	7,31	5,87	6,83	5,56	4,59
197	7,74	6,52	5,22	6,69	5,48	4,41
198	8,09	6,83	5,36	6,90	5,75	4,58
199	8,03	6,74	5,51	7,16	6,08	4,76
200	7,84	6,81	5,26	6,60	5,59	4,69
Médias	7,95435	7,09725	5,5659	6,9332	5,89265	4,5883
Desv Pad.	0,216153	0,314912	0,304859	0,210794	0,241888	0,245523
Variância	0,046722	0,09917	0,092939	0,044434	0,05851	0,060282
Mediana	7,965	7,1	5,57	6,985	5,94	4,59

Legenda:

MD – méso-distal.

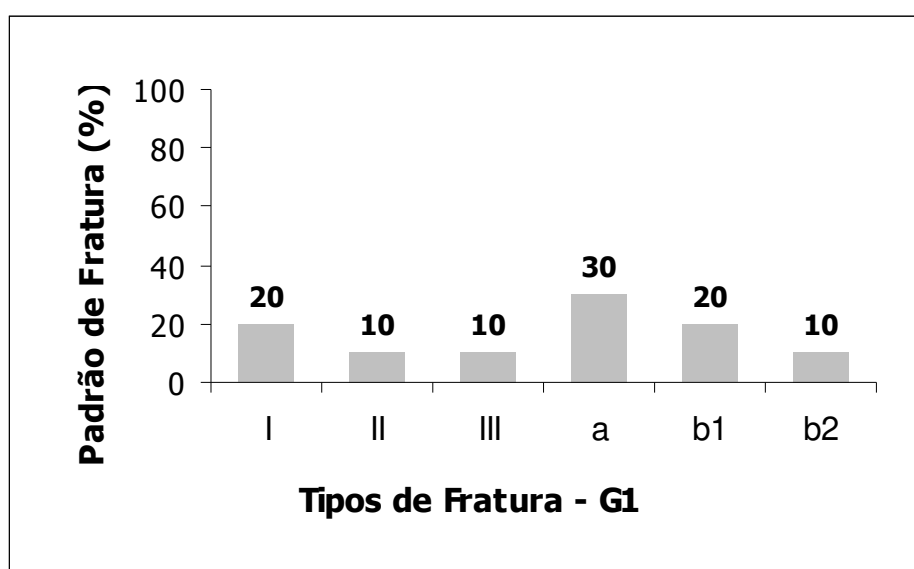
VL – vestibulo-lingual.

ANEXO 2

Quadro 4

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 1.

GRUPO 1 - fibra de vidro / 0 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (115)	583	II
02 (01)	947	I
03 (92)	826	a
04 (14)	520	a
05 (58)	685	a
06 (139)	847	b2
07 (170)	749	b1
08 (27)	711	b1
09 (96)	801	III
10 (132)	720	I
Média	738,90	_____
Desvio Padrão	133,42	_____

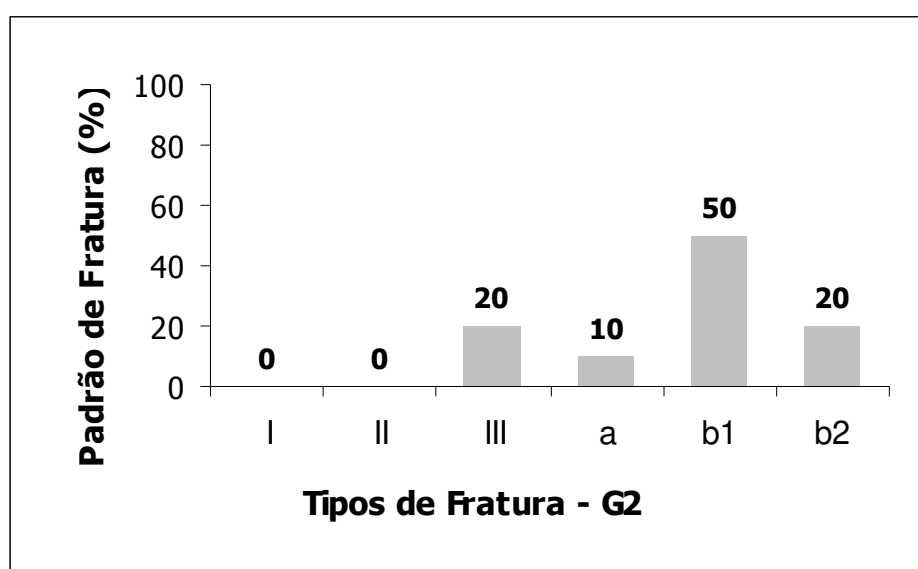


ANEXO 3

Quadro 5

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 2.

GRUPO 2 - fibra de vidro / 2 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (159)	927	b1
02 (68)	783	b2
03 (95)	699	b1
04 (59)	786	b1
05 (122)	1023	b1
06 (10)	994	a
07 (77)	729	III
08 (23)	551	b2
09 (168)	705	b1
10 (28)	635	III
Média	783,20	_____
Desvio Padrão	154,43	_____

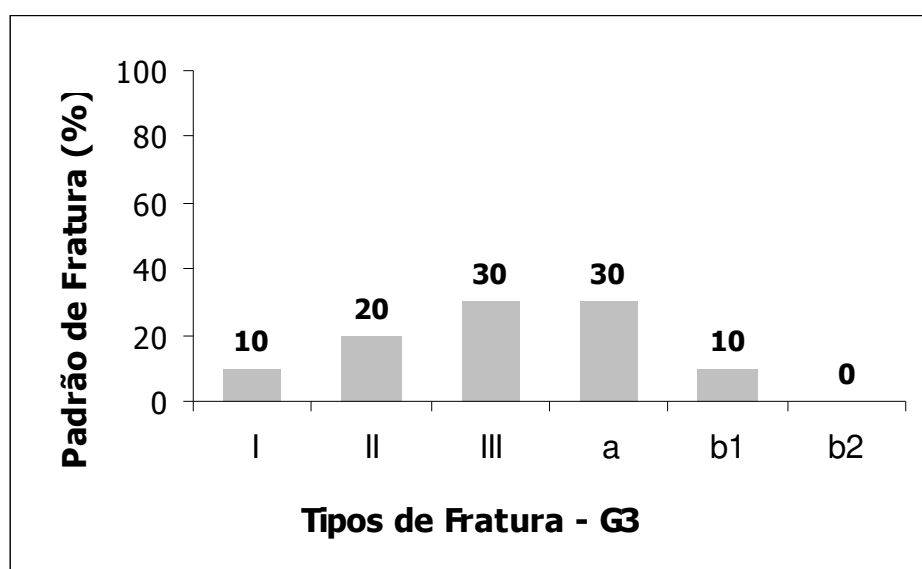


ANEXO 4

Quadro 6

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 3.

GRUPO 3 - fibra de vidro / 0 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (94)	533	a
02 (06)	696	a
03 (174)	471	II
04 (126)	513	II
05 (131)	796	a
06 (153)	520	III
07 (16)	404	III
08 (107)	594	III
09 (196)	435	I
10 (117)	317	b1
Média	527,90	_____
Desvio Padrão	140,04	_____

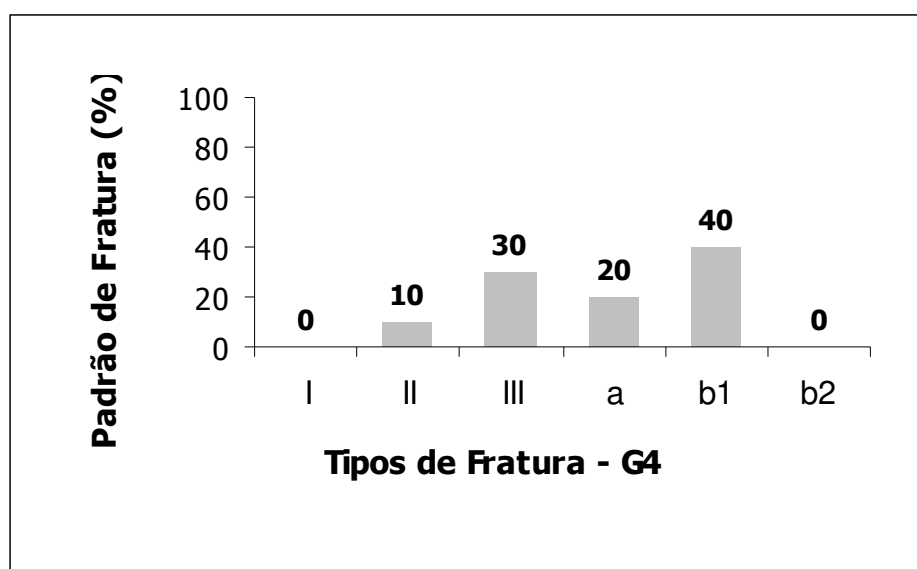


ANEXO 5

Quadro 7

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 4.

GRUPO 4 - fibra de vidro / 2 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (72)	591	b1
02 (175)	841	b1
03 (136)	477	II
04 (112)	525	III
05 (24)	703	b1
06 (67)	419	III
07 (167)	673	b1
08 (40)	579	a
09 (19)	387	a
10 (163)	444	III
Média	563,9	_____
Desvio Padrão	143,27	_____

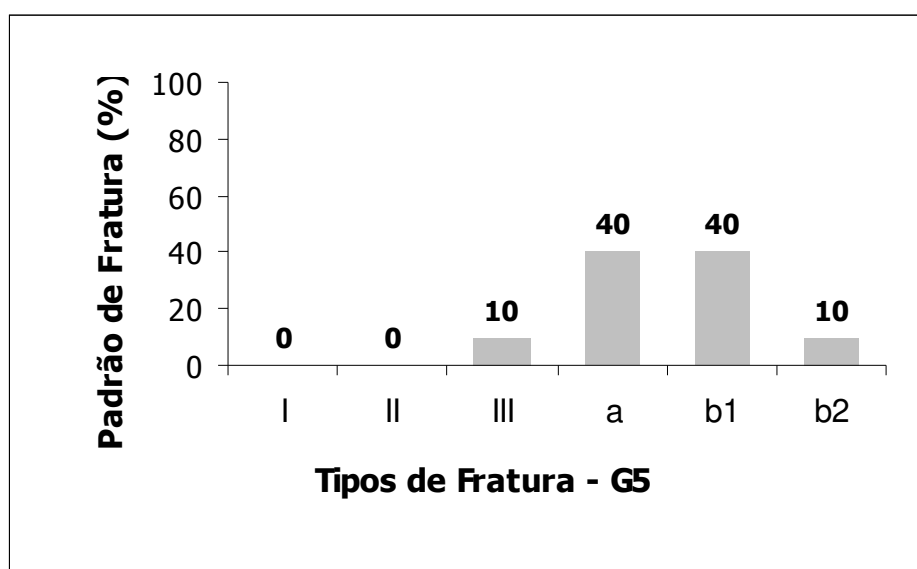


ANEXO 6

Quadro 8

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 5.

GRUPO 5 - fibra de vidro reembasado / 0 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (52)	1062	b1
02 (116)	644	b1
03 (08)	786	b2
04 (147)	674	a
05 (79)	998	a
06 (183)	917	b1
07 (156)	716	a
08 (02)	831	b1
09 (21)	737	III
10 (46)	813	a
Média	817,8	_____
Desvio Padrão	137,81	_____

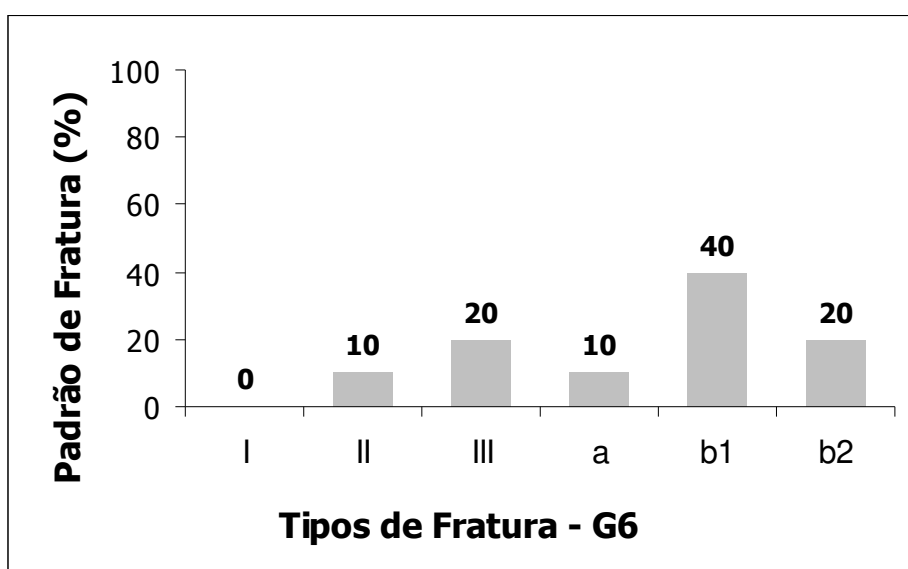


ANEXO 7

Quadro 9

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 6.

GRUPO 6 - fibra de vidro reembasado / 2 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (105)	907	III
02 (162)	771	b1
03 (83)	990	b1
04 (140)	832	II
05 (37)	664	b1
06 (160)	813	a
07 (07)	1017	III
08 (44)	696	b1
09 (31)	1132	b2
10 (165)	908	b2
Média	873	_____
Desvio Padrão	147,04	_____

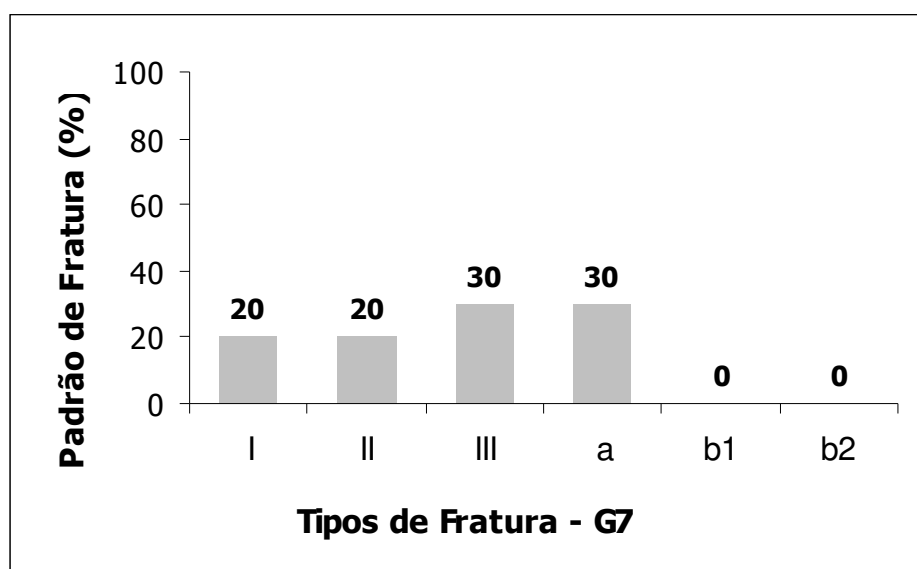


ANEXO 8

Quadro 10

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 7.

GRUPO 7 - fibra de vidro reembasado / 0 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (20)	613	II
02 (197)	586	II
03 (91)	614	I
04 (155)	709	a
05 (137)	393	a
06 (173)	490	I
07 (181)	461	III
08 (151)	602	a
09 (49)	637	III
10 (80)	519	III
Média	562,40	_____
Desvio Padrão	94,58	_____

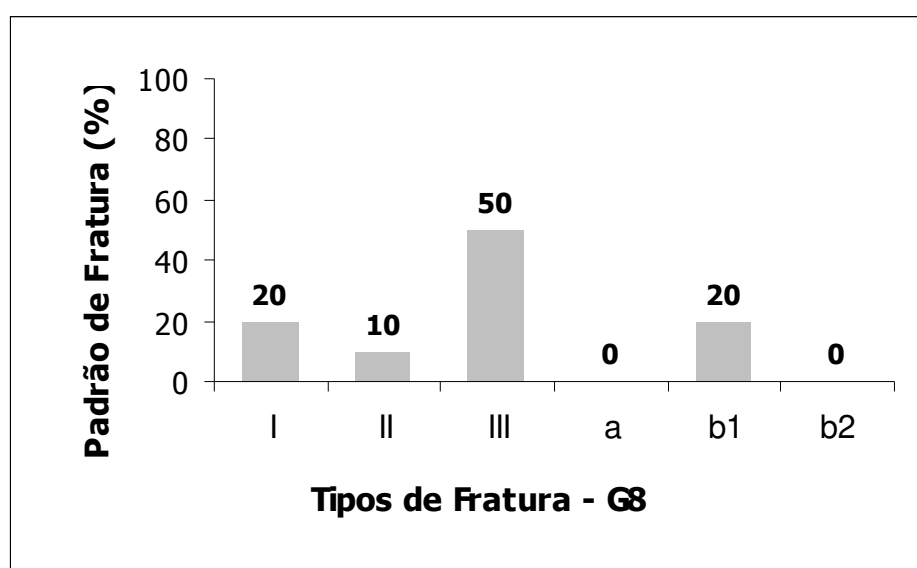


ANEXO 9

Quadro 11

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 8.

GRUPO 8 - fibra de vidro reembasado / 2 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (64)	733	I
02 (195)	599	III
03 (34)	645	III
04 (106)	580	b1
05 (169)	411	b1
06 (177)	533	II
07 (29)	801	III
08 (71)	620	III
09 (144)	467	I
10 (74)	703	III
Média	609,20	_____
Desvio Padrão	119,52	_____

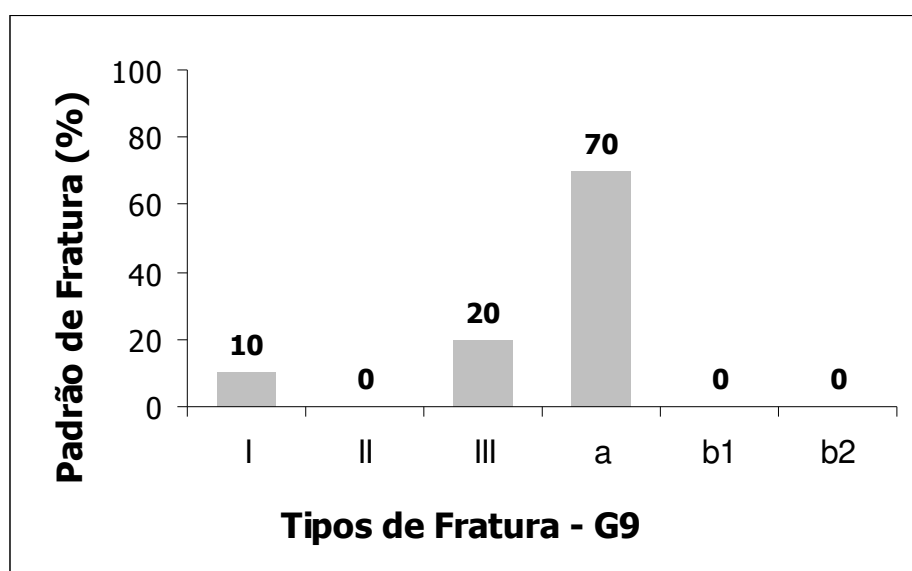


ANEXO 10

Quadro 12

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 9.

GRUPO 9 - fibra de polietileno / 0 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (35)	962	III
02 (198)	791	a
03 (48)	634	a
04 (134)	623	a
05 (158)	586	a
06 (108)	714	I
07 (26)	885	III
08 (78)	697	a
09 (97)	876	a
10 (138)	948	a
Média	771,6	_____
Desvio Padrão	139,78	_____

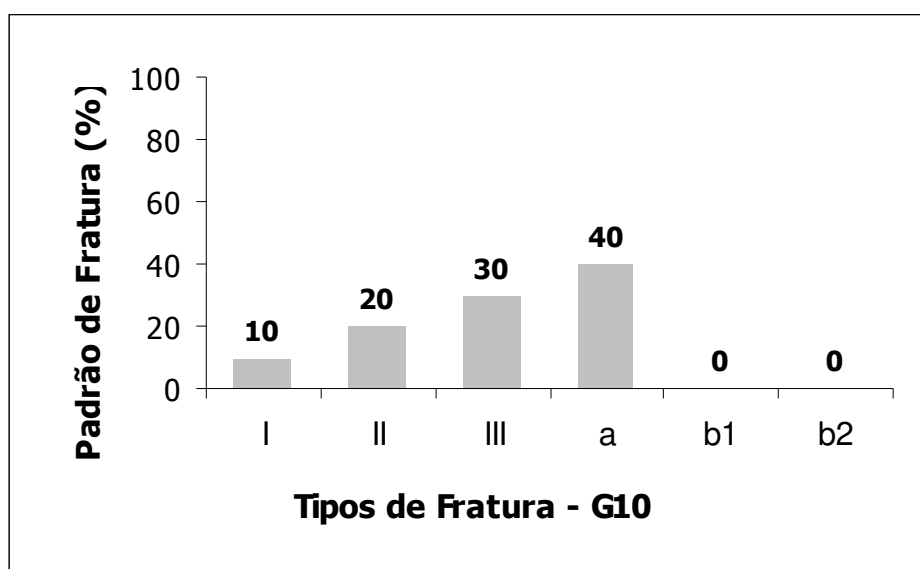


ANEXO 11

Quadro 13

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 10.

GRUPO 10 - fibra de polietileno / 2 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (199)	912	a
02 (161)	604	II
03 (89)	739	II
04 (41)	617	a
05 (113)	874	III
06 (127)	923	III
07 (176)	790	III
08 (57)	995	a
09 (141)	1143	a
10 (186)	651	I
Média	824,8	_____
Desvio Padrão	176,57	_____

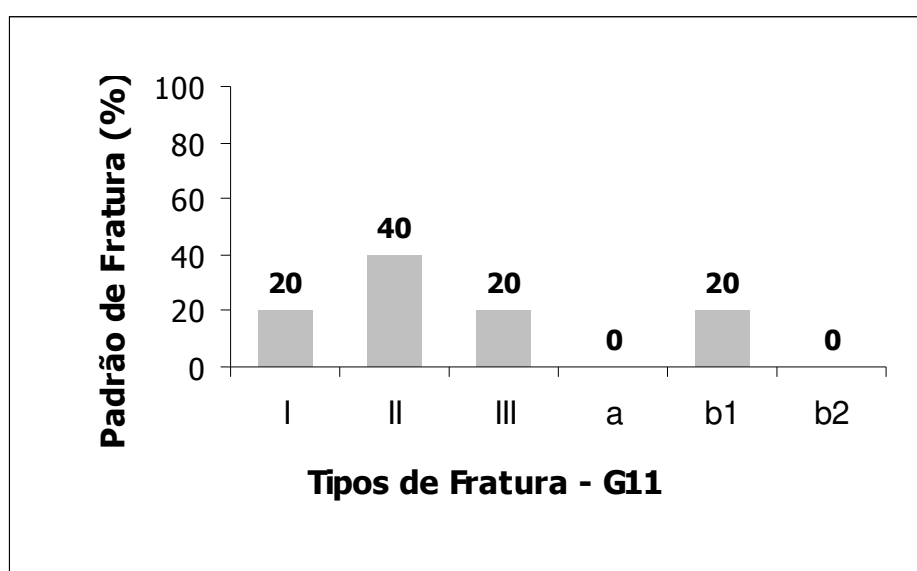


ANEXO 12

Quadro 14

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 11.

GRUPO 11 - fibra de polietileno / 0 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (145)	649	III
02 (99)	348	II
03 (125)	433	I
04 (43)	582	I
05 (129)	641	II
06 (191)	570	b1
07 (130)	430	III
08 (39)	598	b1
09 (84)	601	II
10 (55)	593	II
Média	544,50	_____
Desvio Padrão	102,66	_____

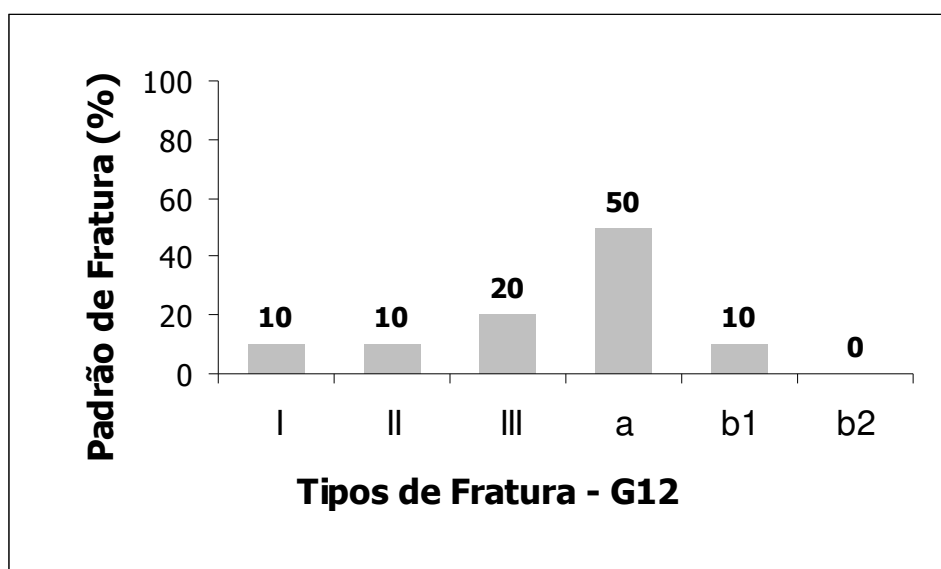


ANEXO 13

Quadro 15

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 12.

GRUPO 12 - fibra de polietileno / 2 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (09)	682	III
02 (100)	495	II
03 (22)	591	a
04 (51)	389	III
05 (101)	599	a
06 (50)	650	I
07 (184)	495	a
08 (110)	501	a
09 (150)	696	b1
10 (33)	576	a
Média	567,40	_____
Desvio Padrão	97,09	_____

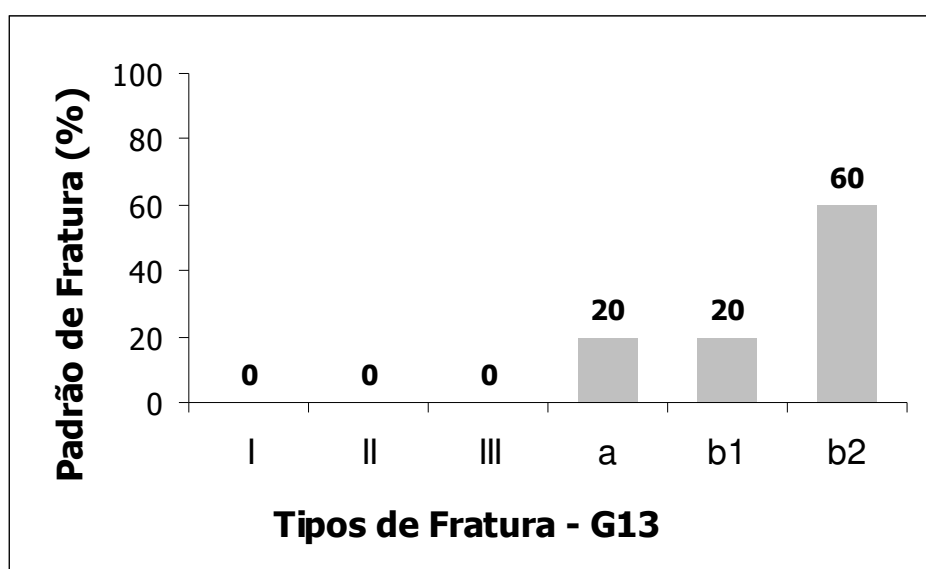


ANEXO 14

Quadro 16

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 13.

GRUPO 13 – resina composta / 0 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (90)	555	a
02 (65)	779	b1
03 (185)	740	b2
04 (133)	837	b2
05 (75)	1105	b2
06 (182)	600	a
07 (157)	937	b1
08 (61)	853	b2
09 (73)	519	b2
10 (109)	991	b2
Média	791,60	_____
Desvio Padrão	192,86	_____

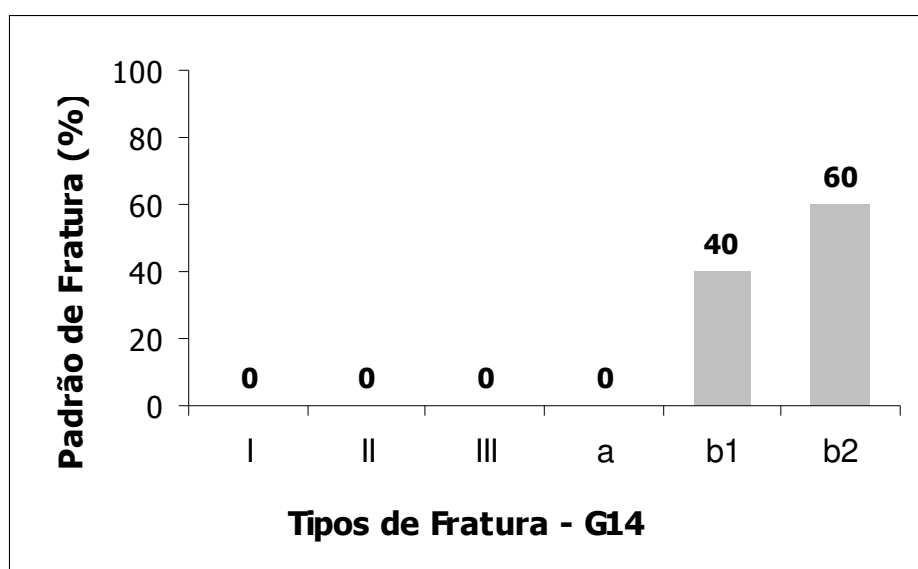


ANEXO 15

Quadro 17

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 14.

GRUPO 14 – resina composta / 2 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (166)	657	b1
02 (102)	911	b2
03 (103)	593	b1
04 (178)	1011	b2
05 (135)	737	b2
06 (85)	634	b2
07 (98)	1024	b1
08 (194)	1338	b2
09 (148)	641	b1
10 (179)	976	b2
Média	852,20	_____
Desvio Padrão	240,44	_____

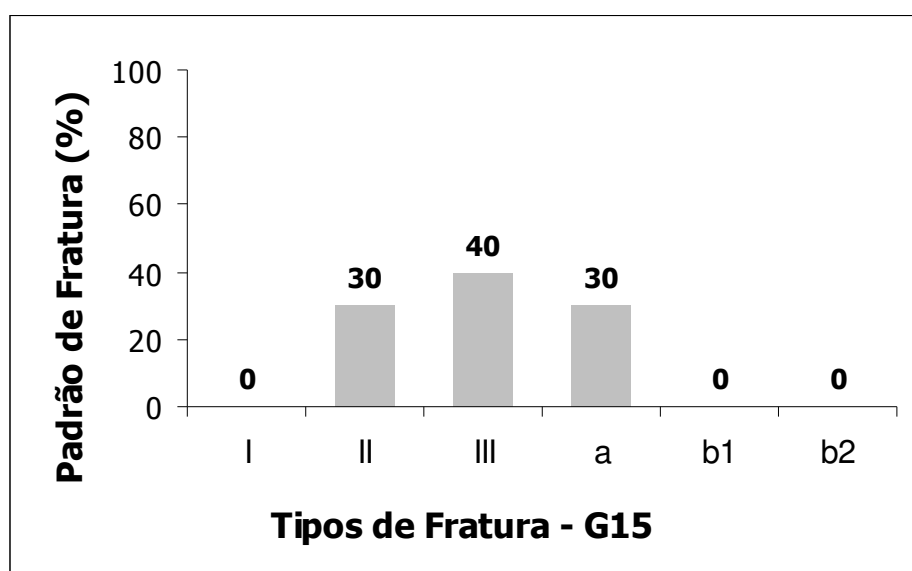


ANEXO 16

Quadro 18

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 15.

GRUPO 15 – resina composta / 0 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (36)	565	a
02 (69)	490	a
03 (12)	533	III
04 (05)	615	III
05 (164)	754	III
06 (63)	633	II
07 (25)	790	II
08 (70)	678	a
09 (193)	460	III
10 (128)	892	II
Média	641	_____
Desvio Padrão	138,68	_____

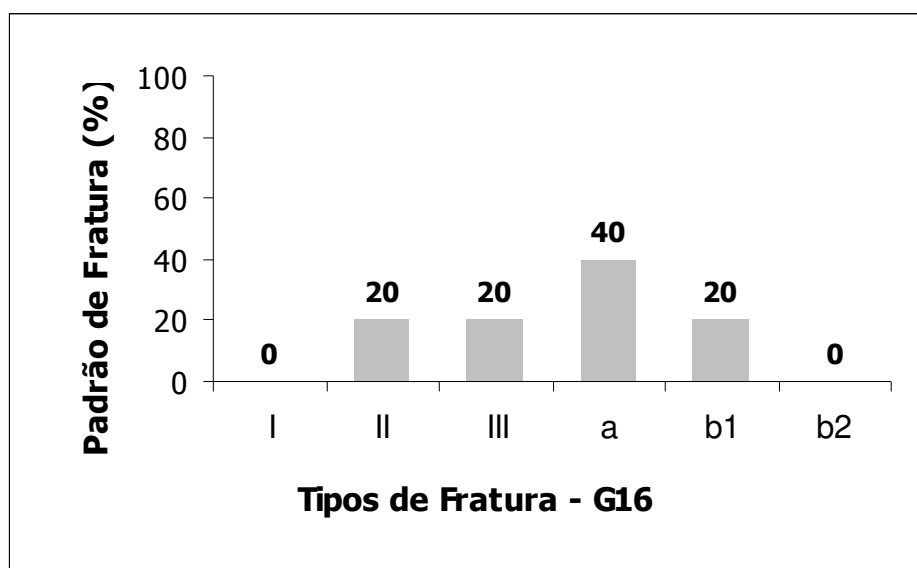


ANEXO 17

Quadro 19

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 16.

GRUPO 16 - resina composta / 2 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (100)	616	a
02 (121)	533	a
03 (13)	497	b1
04 (30)	531	II
05 (123)	475	b1
06 (119)	633	a
07 (172)	509	III
08 (03)	754	II
09 (154)	590	III
10 (66)	617	a
Média	575,50	_____
Desvio Padrão	83,81	_____

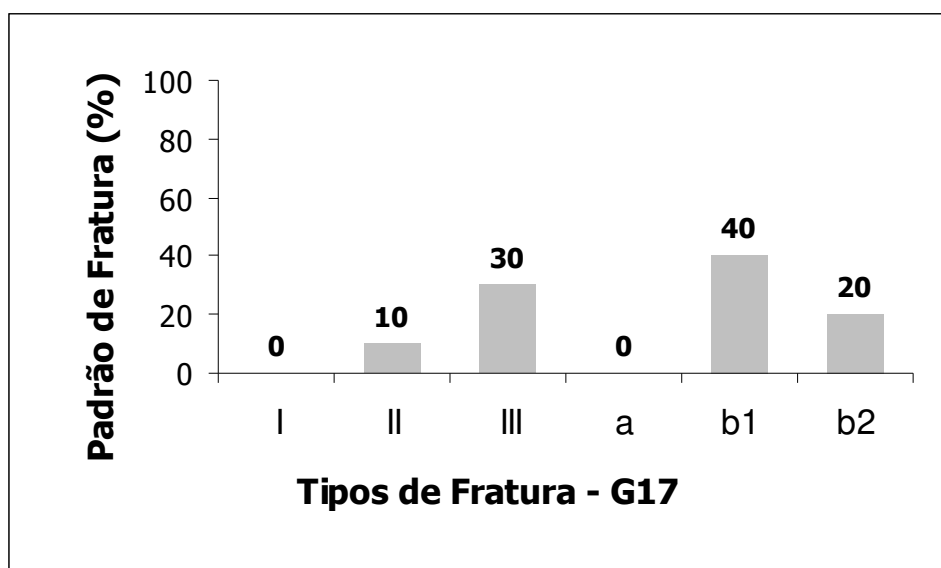


ANEXO 18

Quadro 20

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 17.

GRUPO 17 - núcleo metálico fundido / 0 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (87)	509	II
02 (56)	746	b1
03 (118)	632	III
04 (54)	437	b1
05 (88)	825	b1
06 (192)	736	b1
07 (142)	491	b2
08 (38)	938	III
09 (149)	541	b2
10 (60)	759	III
Média	661,40	_____
Desvio Padrão	164,96	_____

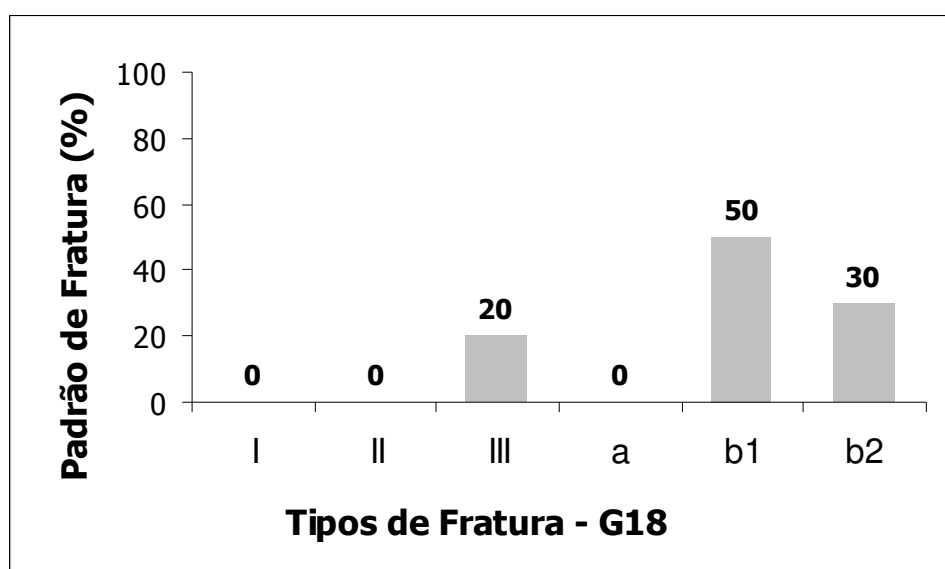


ANEXO 19

Quadro 21

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 18.

GRUPO 18 – núcleo metálico fundido / 2 mm / coroa em cerômero		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (180)	663	b2
02 (93)	798	b2
03 (11)	864	b1
04 (152)	499	b1
05 (42)	994	b1
06 (171)	596	b1
07 (47)	897	III
08 (124)	421	b1
09 (81)	1085	b2
10 (17)	832	III
Média	764,90	_____
Desvio Padrão	214,92	_____

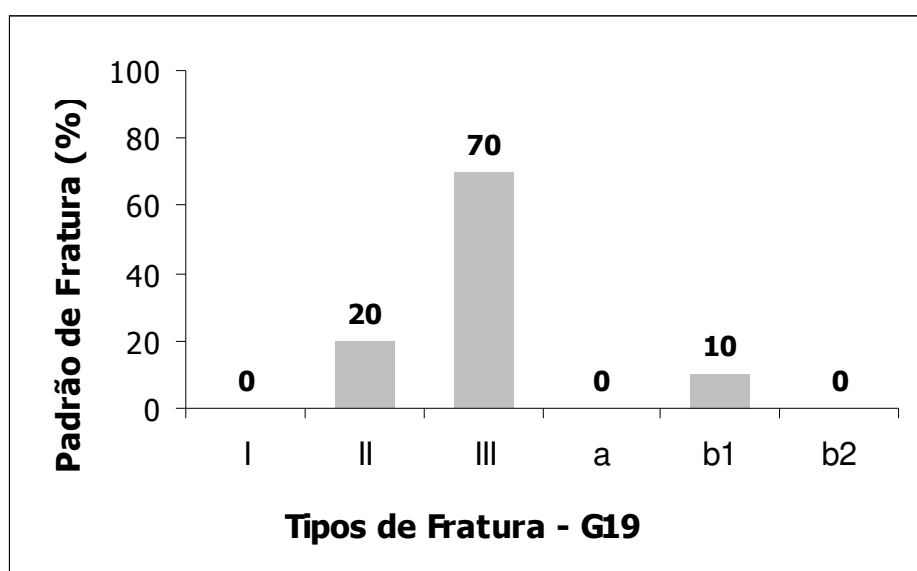


ANEXO 20

Quadro 22

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 19.

GRUPO 19 – núcleo metálico fundido / 0 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (15)	641	III
02 (120)	536	III
03 (187)	495	II
04 (200)	516	III
05 (82)	577	b1
06 (53)	404	III
07 (111)	511	III
08 (146)	320	III
09 (188)	426	II
10 (143)	581	III
Média	500,70	_____
Desvio Padrão	94,96	_____

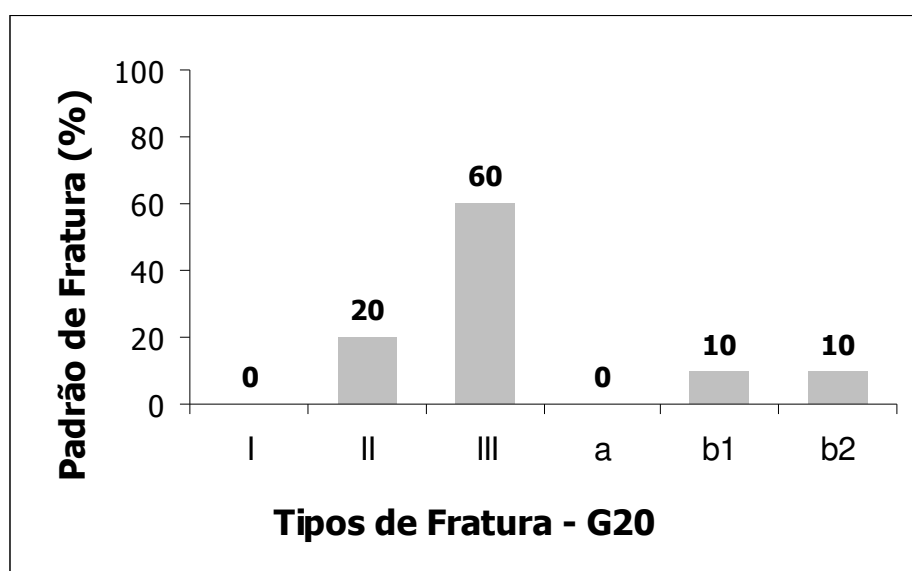


ANEXO 21

Quadro 23

Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do Grupo 20.

GRUPO 20 – núcleo metálico fundido / 2 mm / coroa em cerâmica		
Amostras	Resistência à Fratura (N)	Padrão de Fratura
01 (62)	325	II
02 (76)	444	II
03 (18)	580	III
04 (189)	438	III
05 (104)	629	III
06 (114)	583	b1
07 (32)	467	III
08 (04)	396	III
09 (45)	596	b2
10 (86)	631	III
Média	508,90	_____
Desvio Padrão	108,02	_____



ANEXO 22

Análise Estatística

SAIDA DO SAS

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
pino	5	1 2 3 4 5
remane	2	1 2
coroa	2	1 2

Number of Observations Read 200
 Number of Observations Used 200

The GLM Procedure

Dependent Variable: resist

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	19	3090258.080	162645.162	7.57	<.0001
Error	180	3866175.600	21478.753		
Corrected Total	199	6956433.680			

R-Square Coeff Var Root MSE resist Mean
 0.444230 21.74297 146.5563 674.0400

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
pino	4	323067.580	80766.895	3.76	0.0058
remane	1	66685.520	66685.520	3.10	0.0798
coroa	1	2594642.000	2594642.000	120.80	<.0001
pino*remane	4	21174.980	5293.745	0.25	0.9115
pino*coroa	4	19585.900	4896.475	0.23	0.9225
remane*coroa	1	36019.280	36019.280	1.68	0.1970
pino*remane*coroa	4	29082.820	7270.705	0.34	0.8517

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
pino	4	323067.580	80766.895	3.76	0.0058
remane	1	66685.520	66685.520	3.10	0.0798
coroa	1	2594642.000	2594642.000	120.80	<.0001
pino*remane	4	21174.980	5293.745	0.25	0.9115
pino*coroa	4	19585.900	4896.475	0.23	0.9225
remane*coroa	1	36019.280	36019.280	1.68	0.1970
pino*remane*coroa	4	29082.820	7270.705	0.34	0.8517

The GLM Procedure

Level of pino	Level of remane	Level of coroa	N	-----resist----- Mean	Std Dev
1	1	1	10	738.900000	125.962472
1	1	2	10	527.900000	140.044794
1	2	1	10	783.200000	154.434308
1	2	2	10	563.900000	143.267000
2	1	1	10	817.800000	137.812917
2	1	2	10	562.400000	94.580007
2	2	1	10	873.000000	147.038166
2	2	2	10	609.200000	119.525729
3	1	1	10	771.600000	139.781735
3	1	2	10	544.500000	102.659361
3	2	1	10	824.800000	176.572176
3	2	2	10	567.400000	97.092396
4	1	1	10	791.600000	192.865641
4	1	2	10	641.000000	138.677083
4	2	1	10	852.200000	240.437934
4	2	2	10	575.500000	83.806987
5	1	1	10	661.400000	164.485190
5	1	2	10	500.700000	94.959699
5	2	1	10	764.900000	214.916237
5	2	2	10	508.900000	108.025151

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for resist

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	180
Error Mean Square	21478.75
Critical Value of Studentized Range	3.89705
Minimum Significant Difference	90.305

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping		Mean	N	pino
	A	715.60	40	2
	A			
	A	715.08	40	4
	A			
B	A	677.08	40	3
B	A			
B	A	653.48	40	1
B				
B		608.98	40	5

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for resist

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	180
Error Mean Square	21478.75
Critical Value of Studentized Range	2.79057
Minimum Significant Difference	40.898

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	remane
A	692.30	100	2
A	655.78	100	1

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for resist

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	180
Error Mean Square	21478.75
Critical Value of Studentized Range	2.79057
Minimum Significant Difference	40.898

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	coroa
A	787.94	100	1
B	560.14	100	2

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

Moments

N	200	Sum Weights	200
Mean	0	Sum Observations	0
Std Deviation	139.384426	Variance	19428.0181
Skewness	0.23941869	Kurtosis	-0.0287473
Uncorrected SS	3866175.6	Corrected SS	3866175.6
Coeff Variation	.	Std Error Mean	9.85596725

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.000	Std Deviation	139.38443
Median	6.850	Variance	19428
Mode	-173.800	Range	829.70000
		Interquartile Range	198.65000

NOTE: The mode displayed is the smallest of 2 modes with a count of 2.

Tests for Location: $\mu_0=0$

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 0	Pr > t 1.0000
Sign	M 2	Pr >= M 0.8321
Signed Rank	S -173.5	Pr >= S 0.8330

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p value-----
Shapiro-Wilk	W 0.991248	Pr < W 0.2697
Kolmogorov-Smirnov	D 0.037197	Pr > D >0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.04155	Pr > W-Sq >0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.342629	Pr > A-Sq >0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	485.80
99%	319.15
95%	242.00
90%	174.10
75% Q3	97.05
50% Median	6.85
25% Q1	-101.60

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

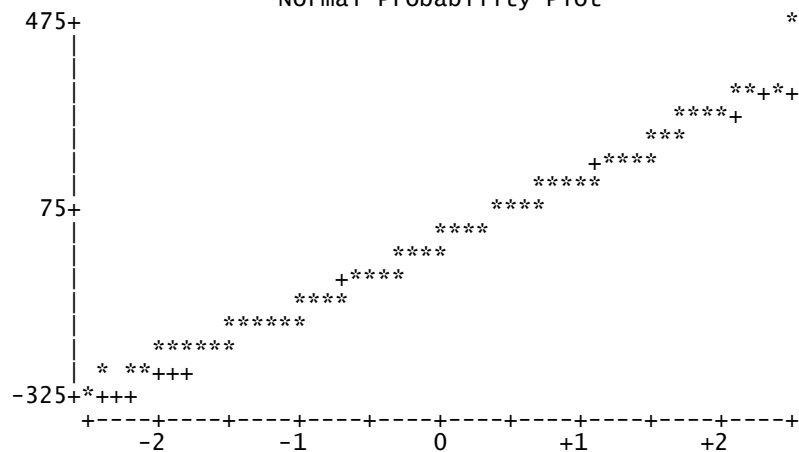
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
10%	-182.45
5%	-214.70
1%	-269.25
0% Min	-343.90

-----Lowest-----		-----Highest-----	
value	Obs	value	Obs
-343.9	178	277.1	32
-272.6	129	313.4	125
-265.9	174	318.2	99
-259.2	133	320.1	179
-236.6	121	485.8	138

Multiply Stem.Leaf by $10^{**}+2$

Normal Probability Plot



168

Table of pino by fratura

pino	fratura						Total
Frequency,							
Percent ,							
Row Pct ,							
Col Pct ,	1,	2,	3,	4,	5,	6,	
1	4	5	16	22	30	23	100
	2.00	2.50	8.00	11.00	15.00	11.50	50.00
	4.00	5.00	16.00	22.00	30.00	23.00	
	33.33	20.00	30.19	52.38	68.18	95.83	
2	8	20	37	20	14	1	100
	4.00	10.00	18.50	10.00	7.00	0.50	50.00
	8.00	20.00	37.00	20.00	14.00	1.00	
	66.67	80.00	69.81	47.62	31.82	4.17	
Total	12	25	53	42	44	24	200
	6.00	12.50	26.50	21.00	22.00	12.00	100.00

Statistics for Table of pino by fratura

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	5	44.7342	<.0001
Likelihood Ratio Chi-Square	5	50.5561	<.0001
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	38.6028	<.0001
Phi Coefficient		0.4729	
Contingency Coefficient		0.4275	
Cramer's V		0.4729	

```

Fisher's Exact Test
ffffffffff
Table Probability (P) 6.112E-15
Pr <= P 1.729E-09

```

Sample Size = 200

The FREQ Procedure

Table of pino by fratura

pino	fratura						Total
Frequency,							
Percent							
Row Pct							
Col Pct	1	2	3	4	5	6	
1	3	4	9	9	12	3	40
	1.50	2.00	4.50	4.50	6.00	1.50	20.00
	7.50	10.00	22.50	22.50	30.00	7.50	
	25.00	16.00	16.98	21.43	27.27	12.50	
2	4	4	11	8	10	3	40
	2.00	2.00	5.50	4.00	5.00	1.50	20.00
	10.00	10.00	27.50	20.00	25.00	7.50	
	33.33	16.00	20.75	19.05	22.73	12.50	
3	5	7	9	16	3	0	40
	2.50	3.50	4.50	8.00	1.50	0.00	20.00
	12.50	17.50	22.50	40.00	7.50	0.00	
	41.67	28.00	16.98	38.10	6.82	0.00	
4	0	5	6	9	8	12	40
	0.00	2.50	3.00	4.50	4.00	6.00	20.00
	0.00	12.50	15.00	22.50	20.00	30.00	
	0.00	20.00	11.32	21.43	18.18	50.00	
5	0	5	18	0	11	6	40
	0.00	2.50	9.00	0.00	5.50	3.00	20.00
	0.00	12.50	45.00	0.00	27.50	15.00	
	0.00	20.00	33.96	0.00	25.00	25.00	
Total	12	25	53	42	44	24	200
	6.00	12.50	26.50	21.00	22.00	12.00	100.00

Statistics for Table of pino by fratura

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	20	56.0974	<.0001
Likelihood Ratio Chi-Square	20	69.3422	<.0001
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.7466	0.1863
Phi Coefficient		0.5296	
Contingency Coefficient		0.4680	
Cramer's V		0.2648	

WARNING: 33% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.

Sample Size = 200