



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Cristina do Amparo Resende
Cirurgiã - Dentista

INFLUÊNCIA DA ALTURA DO REMANESCENTE CORONÁRIO E DO TIPO DE RETENÇÃO
INTRA-RADICULAR NA RESISTÊNCIA E MODO DE FRATURA DE RAÍZES BOVINAS
RESTAURADAS COM COROAS TOTAIS.

Piracicaba

2005

Cristina do Amparo Resende
Cirurgiã - Dentista

INFLUÊNCIA DA ALTURA DO REMANESCENTE CORONÁRIO E DO TIPO DE RETENÇÃO
INTRA-RADICULAR NA RESISTÊNCIA E MODO DE FRATURA DE RAÍZES BOVINAS
RESTAURADAS COM COROAS TOTAIS.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica, área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins.

Piracicaba

2005

Ficha Catalográfica

R311i	Resende, Cristina do Amparo. Influência da altura do remanescente coronário e do tipo de retenção intra-radicular na resistência e modo de fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais. / Cristina do Amparo Resende. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005. Orientador: Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Dentística. 2. Prótese dentária parcial fixa. I. Martins, Luís Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
-------	--

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Dentistry; Fixed Partial Denture

Área de concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins; Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld; Prof. Dr. José Roberto Lovadino

Data da defesa: 24/01/2005

Dedico Essa Tese

A Deus, nosso pai eterno...

Aos Meus pais, Maurício e Vera, pelo apoio e união em todos os momentos difíceis, pela paciência, pela confiança, dedicação, pelo investimento não apenas financeiro, mas de amor, carinho, compreensão e amizade, por tudo o que abdicaram para que eu pudesse estar aqui agora...

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 por me reforçarem a cada dia, a vontade de ser mãe....

Ao Querido Stefan por tudo...

Agradeço Especialmente

A Deus.

“Um dia tive um sonho...

Sonhei que estava andando na praia com o Senhor

E no céu passavam cenas da minha vida.

Para cada cena que passava, percebi que eram

Deixados dois pares de pegadas na areia:

Um era meu, e o outro, do Senhor.

Quando a última cena da minha vida passou diante

De nós, olhei para trás, para as pegadas na areia,

E notei que muitas vezes, no caminho da minha vida,

Havia apenas um par de pegadas na areia.

Notei também que isso aconteceu nos momentos

Mais difíceis e angustiantes da minha vida.

Isso me aborreceu deveras,

E perguntei, então, ao meu Senhor:

- Senhor, tu não disseste que, tendo eu resolvido

Te seguir, tu andarias sempre comigo,

Em todo o caminho?

Contudo, notei que durante as maiores tribulações do

Meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia.

Não compreendo por que, nas horas em que eu mais

Necessitava de ti, tu me deixaste sozinho.

O Senhor me respondeu:

- Meu querido filho, jamais te deixaria.

Nas horas de prova e de sofrimento.

Quando viste, na areia, apenas um par de pegadas,

Eram as minhas.

Foi exatamente aí que te carreguei nos braços.”

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na

pessoa do Prof. Dr. **Thales Rocha de Mattos Filho** (Diretor), e Prof. Dr. **Mário Fernando de Góes** (Diretor Associado) e todos os funcionários da Instituição;

Ao Coordenador dos cursos de Pós-Graduação da Unicamp,

Prof. Dr. **Pedro Luis Rosalen**;

Ao Coordenador dos cursos de Pós-Graduação em Clínica

Odontológica, Prof. Dr. **Roger William Fernandes Moreira**;

Aos Professores da Área de Dentística, **Luis 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 Amigo*, **Xandão**, pelos momentos de descontração e

divertimento. Respeito muito sua conduta e admiro-lhe por sua personalidade

tão marcante!!! *À Amiga*, **Gi**, pelos gostosos bate-papos sobre filhos e

sobrinhos... Espero que a simpatia da correntinha esteja certa!!!

Ao Meu Orientador **Professor Dr. Luis Roberto Marcondes Martins**

e aos Amigos, **Beto** e **Suzy**, principalmente pela liberdade de trabalho,

fruto da confiança que depositaram em mim. Você, Beto, é um exemplo de sabedoria, humildade e grandeza. Transmitiu-me ensinamentos e segurança, possibilitando a realização de muitos projetos. Mas sem dúvida, seus maiores ensinamentos não se restringiram somente à minha pessoa, nem tão pouco estiveram ligados aos conhecimentos geralmente adquiridos em cursos de Pós-Graduação. Admiro-lhe por sua personalidade e tranquilidade com que desenvolve todas as suas atividades e certamente seguirei seus bons exemplos. Muito Obrigada por tudo!!!

Ao Meu Co-Orientador, **Carlos José Soares**, por ter me recebido de

braços abertos para realização de meu Projeto de Tese. Sua determinação e energia são contagiantes! Muito Obrigada por tudo e continue sempre assim!!!

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo,

FAPESP pelo Auxílio à Pesquisa destinado à execução da fase experimental do Projeto de Pesquisa.

As Empresas, 3M do Brasil, Microdont e Angelus pelo incentivo à

Pesquisa, através da doação de alguns dos materiais.

Aos Meus Familiares, pelo amor e carinho imprescindíveis em todos os

momentos de minha vida... Pelo apoio especialmente do meu Pai, que por muitos momentos auxiliou-me até mesmo na execução da fase experimental do projeto. Agradeço pela compreensão e incentivo em tudo que me propus a realizar. Desde o começo de minha jornada Acadêmica nossa Família foi aumentando... E a cada ano nossa casa se encheu ainda mais de alegria! Que Deus nos conserve unidos mesmo diante de todas as dificuldades... Com toda a certeza a família é a base de todas as nossas realizações!

Ao Meu Amor Stefan, pelo incentivo à Pós-graduação, com palavras e por

sua conduta exemplar. Você que também participou da minha formação acadêmica e de uma fase muito importante de minha vida. Reconheço todas as dificuldades pelas quais passamos... E hoje somos mais que Aluna e Professor... E por tantos motivos, tenho em você um exemplo de força, garra e, acima de tudo, de honestidade e bondade. Não foi por acaso que conseguiu ocupar sua posição atual. Serei eternamente grata a Deus por tê-lo colocado em minha vida... Meu Mestre, Meu Amigo, Meu Amor...

A Minha Prima **Paulinha** e em especial à *Amiga* **Giovanna**, pelo auxílio significativo na parte experimental do Projeto.

A Minha Avó **Ana** pelas orações.

Ao Protético e Cirurgião-Dentista **Guilherme** e ao *Diretor do Departamento de Prótese Laboratorial da Microdont* **Aluísio** pela compreensão e apoio na confecção das coroas totais.

Ao Meu Querido Professor de Materiais Dentários da Graduação **Fábio Martins**, pelos ensinamentos e pela confiança que depositou em mim, permitindo-me escrever artigos, projetos de Pesquisa e realizar trabalhos clínicos. Foi você a primeira pessoa que me apoiou quando descobri em mim a vontade de ensinar. Serei-lhe eternamente grata. Agradeço também a sua esposa **Eleonora**, pela compreensão. Sem vocês tudo teria sido muito mais difícil. Obrigada!

Aos Meus Queridos Professores de Dentística da Graduação **Mara Antônio Monteiro de Castro**, por ter sido mais que uma Professora, você foi

como uma Mãe, obrigada por tudo... **Renato Herman Sundfeld e Sandra Rahal Mestrener**, pelos ensinamentos, apoio e incentivo à publicação, **Silvio**, pelos ensinamentos e pela confiança quando da indicação para o Mestrado; **André Luis Fraga Briso**, pelas dicas importantes para a prova, **Jorge Komatsu** pela oportunidade de participar do Curso de Atualização em Dentística, que tanto enriqueceu meu Currículo.

Aos meus Queridos Professores da Prótese Parcial Removível

da Graduação **Eduardo Passos Rocha**, pela idéia inicial de cursar Mestrado na FOP, se não fosse nossa conversa naquele dia, provavelmente eu não estaria vivendo esse momento agora; **Eduardo Piza Pellizzer** pela permissão em realizar um trabalho Clínico de Dentística durante as Clínicas de Removível e ao **seu Orientado de Mestrado Felipe**, que documentou o caso, pois hoje, este se tornou um artigo de publicação importante para o enriquecimento do meu Currículo. Obrigada!!!

Aos meus Queridos Amigos Técnicos da Prótese Parcial Fixa e

Total da Graduação **Eduardo Rodrigues Cobo (Eduardinho)**, **Carlos Alberto Gonçalves (Carlão)** e **Jander** pela participação especial durante minha formação Acadêmica e por terem sido tão prestativos e amigos... Ser-lhes-ei eternamente grata por tudo que fizeram por mim.

As Minhas Eternas Amigas, Ana Flávia Pina Ferreira, pela

compreensão em todos os momentos em que eu precisei me ausentar da Clínica de Graduação, em que prazerosamente fomos dupla. Você realmente foi e sempre será uma grande amiga... Uma irmã; **Fabrina de Aléssio Serafim**, pelo entendimento quando eu precisei realizar trabalhos utilizando seu computador, você foi muito companheira; **Roberta Mancine**, por sua amizade e pela oportunidade de realizarmos juntas seu projeto de Iniciação Científica.

E a todas vocês (e também à **Michele**) pelos momentos maravilhosos que passamos na Graduação...

Aos Grandes Amigos Celso, Andrea, Marcelo, Caio, Jansen, Paulo,

Ruiva, Teca, Ricardinho, César, Vanessinha, Rodrigo, Débora e André por todos os maravilhosos momentos que compartilhamos... Muitos contratempos dificultaram a boa convivência entre os colegas de Pós-Graduação, mas entre tantos desafios, uma grande vitória foi formar um grupo de amigos tão especiais como vocês!!! Certamente valeu a pena! Agradeço em Especial ao

Amigo Celso pela ajuda na árdua tarefa de extrair os dentes e confecção dos preparos.

A Minha Amiga e Irmãzinha, Fernandinha, pela amizade e solidariedade em todos os momentos... Certamente eu nem ousaria encontrar palavras que pudessem expressar o quanto foi maravilhoso e importante ter conhecido você. Essa Vitória também é sua!!!

Ao Meu Grande e eterno AMIGO, Denis, por tudo!!! Você foi realmente um Grande Amigo e companheiro durante essa jornada...

Ao Funcionário da Dentística, Sr. Pedro, sempre presente e pronto a ajudar... Disposto a encontrar soluções para todos os problemas, e é claro que eu não me esqueceria dos pães maravilhosos que só ele sabe fazer... Obrigada!

Aos Colegas de Pós-Graduação do Mestrado, Caio, Andréa, Marcelo, Jansen, Débora, Vanessa, Ana Paula, Larissa, Maristela e Rodrigo e Doutorado, Celso, Vanessa Ruiva, Paulo, Denise, César, André, Vanessa, Alessandra, Fábio, Maria Carolina, Grace pela troca de conhecimentos e por fazerem parte de importante etapa de minha vida! Desejo-lhes Boa sorte!

*Aos Professores da Área de Materiais Dentários, **Lorenço***

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 da Faculdade de

Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Rodrigo, Renata, Paulo Vinícius, Paulo, Murilo, Eline, Giovana, Gisele, Fernandinha, Maria Betânia, e outros pela troca de conhecimentos e pelos bons momentos de descontração que passamos no Laboratório. Desejo Boa sorte a todos vocês!!!

*Aos Amigos **Caio** e **Rodrigo** e A Profa. **Gláucia Maria Bovi***

Ambrosano pela análise estatística dos resultados. *Ao Grande Amigo*

Caio, pela compreensão e amizade no momento em que mais precisei.

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....

APRENDI...

William Shakespeare

*Aprendi que crescer não significa fazer aniversário.
Que o silêncio é a melhor resposta, quando se ouve uma bobagem.
Que trabalhar não significa só ganhar dinheiro.
Que amigos a gente conquista mostrando o que somos.
Que os verdadeiros amigos sempre ficam com você até o fim.
Que a maldade se esconde atrás de uma bela face.
Que a Natureza é a coisa mais bela na Vida.
Que quando penso saber de tudo ainda não aprendi nada.
Que um só dia pode ser mais importante que muitos anos.
Que se pode conversar com estrelas.
Que se pode viajar além do infinito.
Que ouvir uma palavra de carinho faz bem à saúde.
Que dar um carinho também faz...
Que sonhar é preciso.
Que se deve ser criança a vida toda.
Que nosso ser é livre.
Que Deus não proíbe nada em nome do amor.
Que o julgamento alheio não é importante que o que realmente importa é a Paz
Interior.
E finalmente, aprendi que não se pode morrer, pra se aprender a viver...*

*Desejo a cada um de vocês uma enorme capacidade de refletir sobre seus atos, pois
enfim, de que vale a vida se não para ser vivida com interesse, responsabilidade,
realização e sucesso?*

APRENDA E DECI DA SER FELI Z!!!

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1 – OS DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE E SUAS PROPRIEDADES	12
2.2 – A UTILIZAÇÃO DE DENTES BOVINOS	17
2.3 – AS RETENÇÕES INTRA-RADICULARES	19
2.4 – O LIGAMENTO PERIODONTAL	37
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAIS E MÉTODO	43
4.1 – MATERIAIS	43
4.2 – MÉTODO	44
4.2.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	44
4.2.2 – EXECUÇÃO DO PROJETO PILOTO	44
4.2.3 – SELEÇÃO E OBTENÇÃO DAS DIMENSÕES DOS DENTES	44
4.2.4 – GRUPOS EXPERIMENTAIS	46
4.2.5 – SELEÇÃO E PADRONIZAÇÃO DAS RAÍZES	46
4.2.6 – PREPARO E OBTURAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES	47
4.2.7 – INCLUSÃO DOS DENTES EM RESINA POLIESTIRÊNICA	48
4.2.7.1 – COBERTURA DAS RAÍZES COM CERA	48
4.2.7.2 – INCLUSÃO DOS DENTES	49
4.2.8 – PREPAROS PROTÉTICOS	51

4.2.9 – DESOBTURAÇÃO RADICULAR	53
4.2.11 – CONFECÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS	54
4.2.11 – PREPARO DOS CANAIS INTRA-RADICULARES PARA RECEBEREM AS RETENÇÕES	55
4.2.11.1 – CIMENTAÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS	56
4.2.11.2 – CIMENTAÇÃO DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS	57
4.2.12 – PREENCHIMENTO DOS CANAIS RADICULARES COM RESINA COMPOSTA	59
4.2.13 – CONFECÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO	59
4.2.14 – MOLDAGEM DOS PREPAROS, CONFECÇÃO E CIMENTAÇÃO DAS COROAS TOTAIS	61
4.2.15 – FIXAÇÃO DOS DENTES E OBTENÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL ARTIFICIAL	63
4.3 – ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA	64
4.4 – ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA	65
5 RESULTADOS	71
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
ANEXOS	111

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da altura do remanescente coronário e de diferentes tipos de retenções intra-radiculares 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 fratura. 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.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of dental coronal structure height and different types of intraradicular retention on the fracture strength of bovine roots restored with total crowns made of laboratory composite resin under the following conditions: absence of dental coronal structure or presence of one or two millimeters, and five methods of intraradicular retention. One hundred fifty bovine teeth were chosen and the canal size was standardized. The crowns were sectioned and the canals were treated endodontically and the specimens distributed randomly into 15 experimental groups: G1 – fiberglass post (FV) and 0 mm; G2 – FV and 1 mm; G3 – FV and 2 mm; G4 – prefabricated metal post (PM) and 0 mm; G5 – (PM) and 1 mm; G6 – (PM) and 2 mm; G7 – carbon fiber post (FC) and 0 mm; G8 – (FC) and 1 mm; G9 – (FC) and 2 mm; G10 – cast post and core (NMF) and 0 mm; G11 – NMF and 1 mm; G12 – NMF and 2 mm; G13 – filling of root with composite resin (RC) and 0 mm; G14 – RC and 1 mm; G15 – RC and 2 mm. 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 in absence of dental coronal structure, the group RC presented the most fracture strength values, not differing statistically from groups restored by FC, FV and PM, and the group restored by NMF presented the lowest mean values. In the presence of 1 mm, Group PM presented the highest fracture strength values, not differing statistically from groups restored by FV, NMF and RC, and the group restored by FC

presented the lowest mean values. In the presence of 2 mm, the different types of intraradicular retentions did not cause differences among mean fracture strength values. In the groups restored by FV, FC and NMF, the dental coronal structure height had no influence on the results. In the PM group, the height of 1 mm, showed the highest and the group with 2 mm presented the lowest mean values. In the group RC the absence of dental coronal structure showed the best results and the group with 1 mm presented the worst results. The general fracture pattern analysis showed that 68% of fractures involved the gingival and apical thirds. The groups restored by FV showed the best fracture patterns, and the groups restored by RC, the worst.

1 – INTRODUÇÃO

O passo final para o sucesso da terapia endodôntica é a restauração definitiva dos elementos dentais (Christensen, 1996). Dentes tratados endodonticamente muitas vezes encontram-se extensamente destruídos devido à lesões cariosas, fraturas, acesso endodôntico incorreto, substituições de restaurações ou reabsorções externas (Assif & Gorfil, 1994; Gutmann, 1992; Silvers & Johnson, 1992). Na maioria dessas situações clínicas, a ausência de remanescente coronário não possibilita a restauração imediata da coroa dental havendo necessidade de se utilizar um meio de retenção intra-radicular para possibilitar a restauração protética (Silvers & Johnson, 1992).

Restaurar estes dentes tem sido um grande desafio para os cirurgiões-dentistas, devido ao elevado número de técnicas disponíveis atualmente, 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 núcleos intra-radiculares que primeiramente eram indicados para reforçar a estrutura dentária enfraquecida pelos procedimentos executados durante as fases de limpeza e alargamento dos canais radiculares. 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 núcleos intra-radiculares. Assim, faz-se necessário o desenvolvimento

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

Ainda as falhas nos tratamentos protéticos relacionadas às deficiências biomecânicas do núcleo de preenchimento caracterizam-se como um problema de grande significância clínica. Materiais como resinas compostas, ionômeros de vidro, amálgama dental, têm sido propostos para reconstrução de dentes tratados endodonticamente.

Como uma das alternativas, os núcleos metálicos fundidos associados às coroas protéticas vêm sendo utilizados para a resolução de casos onde 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).

Porém, para realização desse procedimento, necessita-se de no mínimo duas sessões clínicas, uma para obtenção do padrão de resina acrílica ou moldagem do canal radicular, intermediada pela fase laboratorial para a fundição, e outra sessão para cimentação. Essa necessidade de haver pelo menos duas sessões clínicas pode elevar o custo da restauração final (Christensen, 1996). Ainda, não apresentam estética adequada para utilização com coroas livres de metal, e os passos para sua confecção podem possibilitar a recontaminação do canal radicular, possibilitando a

ocorrência de insucesso do tratamento pelo aparecimento posterior de lesões no ápice radicular.

Devido a este fato pinos pré-fabricados foram desenvolvidos e têm apresentado fácil instalação e tempo clínico reduzido quando comparados aos núcleos metálicos fundidos (Christensen, 1998). Porém, a grande variedade de apresentações comerciais dificulta a seleção e indicação clínica, pois nenhum sistema pode ser aplicado em todas as situações (Terry *et al.*, 2001). Dentre os mais utilizados, estão os pinos metálicos rosqueados paralelos (Morgano & Bracket, 1999), por fornecer retenção superior ao núcleo metálico fundido devido à sua forma e tipo de superfície (Johnson *et al.*, 1976; Standlee *et al.*, 1978; Assif & Ferber, 1982; Standlee & Caputo, 1993), por utilizar sistema adesivo (Bem-Amar *et al.*, 1986), e cimento resinoso para a sua fixação (Assif & Bleicher, 1986; Mendoza *et al.*, 1997). Devido à associação com 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).

No início dos anos de 90 tentando superar as desvantagens apresentadas pelos pinos metálicos foram desenvolvidos pinos de fibras de carbono na França

(Ferrari *et al.*, 2000). Eles são compostos por fibras de carbono pirolíticas contínuas e unidirecionais de 8µm de diâmetro envoltas por uma matriz epóxica, sendo que, 64% dos constituintes são à base de carbono (Torbjörner, *et al.*, 1996; Ferrari, *et al.*, 2000). Os pinos de fibra de carbono possuem módulo de elasticidade (18 GPa) próximo ao da dentina (21 GPa), apresentam-se altamente resistentes à corrosão, fadiga e tração (Ferrari, *et al.*, 2000) proporcionando melhor distribuição de tensões longitudinais ao longo de seu comprimento (Isidor *et al.*, 1996; Dean *et al.*, 1998; Fredriksson *et al.*, 1998). Porém, a maioria dos sistemas apresenta coloração escura podendo interferir no resultado estético final do trabalho protético.

Os pinos de fibra de vidro apesar de menor tempo de experiência clínica pelo fato de serem mais recentes, apresentam características similares aos de fibra de carbono com a vantagem de serem mais estéticos e translúcidos (propriedade esta que permite melhor transmissão de luz) e de possuírem adesão aos materiais adesivos. Apresentam menor custo quando comparados aos pinos de fibra de carbono.

Desde que foram introduzidos no mercado os sistemas de retenção intraradicular pré-fabricados vêm sendo intensamente pesquisados em suas propriedades mecânicas, dentre elas a influência na resistência a fratura quando cimentados em elementos dentais fragilizados. Vários autores (Sorensen & Engelman, 1990b; Assif & Gorfil, 1994; Cathro *et al.*, 1996; Zhi-Yue & Yi-Xing, 2003), concordam com o fato de que a presença de remanescente coronário

aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retenções intra-radiculares associadas às coroas totais.

Nesse sentido faz-se necessário avaliar o comportamento de diferentes tipos de reconstrução coronária utilizando-se variados sistemas de retenção intra-radicular frente à diferentes alturas de remanescente coronário na resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente, visando selecionar a combinação que permita restaurar devolvendo uma estética agradável, mas que acima de tudo favoreça o comportamento do elemento dental frente às forças oclusais.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – OS DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE E SUAS PROPRIEDADES

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 (Carlini, 1999). Atento a esse fato, 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. Ele 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 despolpados. 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 à esforços mastigatórios seguido por completa recuperação elástica. Porém, quando as cargas mastigatórias são excessivas pode 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 à 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 à temperaturas mais baixas de 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 despulpados 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 despulpados, 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.

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-radiculares (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 as 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.

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 núcleos intra-radiculares que receberiam posteriormente coroa protética. Silverstein em 1964, relatou as vantagens de se construir separadamente o núcleo e a coroa: podem ser realizados reparos na coroa sem a necessidade de remoção do núcleo 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 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).

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 destes dificulta a seleção e indicação clínica, devido ao fato de que nenhum sistema pode ser aplicado em todas as situações (Terry *et al.*, 2001).

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 núcleo 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 núcleo 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 núcleo.

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.*, em 1987, analisaram as vantagens e desvantagens dos núcleos metálicos fundidos e os núcleos pré-fabricados. Segundo os autores, a fabricação de núcleo fundido apresenta a desvantagem de custo alto, a necessidade de uma sessão extra e a insuficiente retenção em muitos casos. Concluindo, os autores recomendaram que apesar dos bons resultados obtidos com núcleos pré-fabricados os dentistas deveriam ser cuidadosos na sua indicação limitando o seu uso em dentes isolados.

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

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 em resistir às forças mastigatórias. Apesar dos pinos serem indicados para retenção e reforço dental, os autores questionaram a utilização dos pinos com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais. Eles ainda questionaram a afirmação de que dentes despulpados 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. No presente 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 dental. 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.

De acordo com Manning *et al.*, em 1995, a colocação de núcleo não reforçaria o elemento que apresentasse suficiente estrutura dentária. A necessidade de colocação de núcleo 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 é necessária para dar rigidez suficiente para que o remanescente dentinário suporte as forças mastigatórias, espessuras menores deveriam ser removidas e deveria ser avaliada a largura e profundidade da câmara pulpar. O tipo de núcleo mais adequado, pré-fabricado ou fundido, deveria ser escolhido baseado na quantidade de estrutura remanescente e o tipo de estresse oclusal ao qual o dente será submetido. No entanto, os autores concluíram que cada vez torna-se mais difícil a escolha do tipo de material em virtude da grande quantidade de materiais que têm surgido no mercado.

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 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 comportamento semelhante ao grupo controle negativo.

Em 1996, Morgano descreveu alguns métodos para restaurar dentes despulpados. Quando é inevitável o uso de núcleo como método terapêutico para reter coroa, a conservação da estrutura remanescente deve ser o mais importante. O comprimento do pino deve respeitar o selamento apical de 4 a 5 mm. O prognóstico é melhor quando a largura do pino não excede 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 núcleos ligeiramente cônicos são mais conservadores e fáceis de preparar e que quando o comprimento do núcleo estiver comprometido devido a problemas anatômicos, a utilização de cimento resinoso deve 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 e 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 aumentaria a resistência à fratura de dentes despolidos 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.

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. Ela conclui seu trabalho afirmando que o agente adesivo associado à resina composta foi efetivo em reforçar raízes debilitadas.

Manocci *et al.*, em 1998, analisaram clinicamente sucessos e fracassos de pinos metálicos e pinos de fibra de carbono. Durante três anos foram analisados 240 pinos de fibra de carbono e 201 pinos metálicos cimentados por dois diferentes operadores. Pinos de fibra de carbono foram cimentados com sistema adesivo All-bond 2 (Bisco) e cimento resinoso C & B (Bisco). Pinos metálicos foram feitos por meio de técnica indireta e cimentados com fosfato de zinco. Todos os dentes receberam coroas metalocerâmicas. Após três anos 226 dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e 194 dentes restaurados com pinos metálicos foram analisados. No grupo dos pinos de fibra de carbono, 140 foram coroas simples e 86 coroas foram retentoras de próteses fixas. No grupo dos pinos metálicos, 84 foram coroas simples e 110 dentes foram retentores de próteses fixas. Os seguintes tipos de fracassos foram considerados: perda de retenção, fratura de raízes e fratura de pinos. Os resultados obtidos mostraram que, no grupo dos pinos metálicos, ocorreram 10 fracassos devido à fratura de raízes. No grupo dos pinos de fibra de

carbono somente um caso de descolagem de pino e coroa ocorreu. Não houve nenhum caso de fratura de raiz ou de pino.

Cantatore, em 1999, relatou a realidade clínica e os requisitos ideais para a utilização de núcleos endodônticos. Geralmente o tratamento endodôntico produz conseqüências tais como: perda da estrutura dentária, induzindo ao enfraquecimento do remanescente dentário, variação nas propriedades químicas devido à perda do elemento pulpar e variação nas propriedades estéticas. Para minimizar os problemas enfrentados em dentes com esse tipo de tratamento o autor recomendou preparo conservador do canal radicular, a escolha de núcleo apropriado, o preparo de espaço adequado para a colocação de núcleo e a escolha de material de restauração apropriado.

Recentemente 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 (Frieldler & Leinfelder, 1999). São fáceis de ajustar; medem 18 mm de comprimento, são estéticos, possuem boas propriedades mecânicas e são

reforçados por fibras (Burgess & Xu, 1999; Cavina *et al.*, 2000). Como principal desvantagem apresentam-se radiolúcidos.

Como o enfoque da atuação na Odontologia restauradora está centrado em realizar procedimentos adesivos que permitam máxima preservação tecidual, maior praticidade e que ainda contemplem a estética. O uso de pinos diretos estéticos enquadra-se perfeitamente para esse fim. Contudo, é necessário estar atento ao comportamento biomecânico dos diferentes materiais apresentados no mercado, minimizando dessa forma a possibilidade de ocorrer fraturas radiculares de dentes tratados endodonticamente e restaurados com esses sistemas (Carlini, 1999).

Em 1999, Burgess & Xu, fizeram uma revisão para o uso de pino intracanal ideal. Como variáveis os autores destacaram o tamanho dos dentes, espessura de dentina remanescente, formato, comprimento, diâmetro e rugosidade superficial do pino intracanal. Para o formato de pino os autores sugeriram que se utilize pino intracanal individualizado para canais ovóides e elípticos; e pino intracanal pré-fabricado para canais retos e paralelos. Sugeriram a manutenção de 5 mm de material obturador na porção apical do pino para preservar o selamento do canal.

Em 2000, Conceição *et al.*, questionaram qual seria o melhor material e técnica restauradora após o tratamento endodôntico e sugeriram características

clínicas que indicariam ou não o uso de pinos intra-radiculares e que quando indicados, deveriam ser preferivelmente diretos e estéticos.

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 protéticas. Posteriormente as amostras receberam carregamento tangencial de compressão na superfície palatina com angulação de 135º em relação ao longo eixo dental até a ocorrência da fratura. Foi feita 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-radiculares 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 através de coroas unitárias

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

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 sendo posteriormente submetidas ao carregamento tangencial em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min e 135° até ocorrer a fratura. 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. Concluiu que a resistência mecânica de raízes reconstruídas proteticamente tem relação com a quantidade de remanescente coronário, método de retenção intra-radicular e formato de 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. Em seu estudo 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 presa dual Rely X ARC. Posteriormente receberam núcleos de preenchimento em compósito fotopolimerizável (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 através 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 (Kg) 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 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. No presente estudo 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 2 mm utilizando-se uma ponta diamantada. Foram utilizados 20 pinos adicionais Ribbond com as porções coronárias de formato e tamanho diferentes (2 tipos), denominados “Ribbond não padronizados”. Foi simulado o ligamento periodontal e as amostras receberam

carregamento tangencial em máquina de ensaio universal a 0,5 cm/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 que eles são protetores do remanescente de estrutura dental. Concluíram ainda que o uso dessa nova geração de pinos é promissor; entretanto, estudos clínicos longitudinais fazem-se necessários para se avaliar seu desempenho.

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 a 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.

No mesmo ano, PIZI 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 velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os valores de resistência à fratura (Kgf) foram tabulados e submetidos à análise de variância e posteriormente ao teste de Tukey, 42,7 ± 10,3 Kgf (G1)a; 42,0 ± 10,9 Kgf (G6)ab; 31,7 ± 6,1 Kgf (G3)bc; 31,5 ± 4,7 Kgf (G4)bc; 27,0 ± 6,4 Kgf (G5)c; 22,2 ± 8,6 Kgf (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.

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=0,05 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 intra-radicular, independentemente do fator envelhecimento.

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 à 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 diferença estatisticamente significante 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

significante 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

O objetivo desse estudo foi:

- Avaliar a influência da altura do remanescente coronário e de diferentes tipos de retenções intra-radiculares na resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente e restauradas com coroas totais em resina composta laboratorial.
- 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

Materiais utilizados no estudo, respectivos fabricantes e descrição de suas composições.

MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
REFORPOST n.2	ANGELUS, Londrina, PR – Brasil.	Pino pré-fabricado de fibra de vidro paralelo, serrilhado de ápice cônico com 1,3 mm de diâmetro.
REFORPOST n.1	ANGELUS Londrina, PR – Brasil.	Pino pré-fabricado de aço inoxidável cônico rosqueável com 1,5 mm de diâmetro na porção cervical.
REFORPOST n.2	ANGELUS Londrina, PR – Brasil.	Pino pré-fabricado de fibra de carbono paralelo, serrilhado de ápice cônico com 1,3 mm de diâmetro.
FILTEK Z250	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Compósito odontológico fotopolimerizável com 66% de partículas sinterizadas em peso.
RelyX™ ARC	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Cimento resinoso de presa dual
SINGLE BOND	3M ESPE, Saint Paul – USA.	Adesivo dentinário de frasco único.
IMPREGUM	ESPE, Saint Paul – USA.	Material de moldagem à base de poliéter.
LABORCAST	WILLIAMS	Liga de cobre-alumínio (77% - 12,5%) e berílio (1,9%).
Resina Composta Laboratorial CRISTOBAL	DENTSPLY/CERAMCO, NEWAVE, New York, NY – USA.	Compósito odontológico fotopolimerizável com 74% em peso de borossilicato de bário.

4.2 – MÉTODO

4.2.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O fator em estudo foi a retenção intra-radicular em 4 níveis experimentais: pino pré-fabricado de fibra de vidro, pino pré-fabricado de fibra de carbono, pino pré-fabricado de aço inoxidável, preenchimento do canal radicular com resina composta, e um nível controle: núcleo metálico fundido; e o remanescente dental em 3 níveis: zero, um e dois milímetros. As variáveis respostas foram a resistência à fratura e o padrão de fratura observados em 150 unidades experimentais constituídas por raízes bovinas restauradas com diferentes retenções intra- radiculares e coroas protéticas totais distribuídas entre os tratamentos em um delineamento inteiramente ao acaso.

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 45 incisivos bovinos divididos em 15 Grupos ($n=3$) de acordo com o item 4.2.4.

4.2.3 – SELEÇÃO E OBTENÇÃO DAS DIMENSÕES DOS DENTES

Foram coletados 738 dentes incisivos bovinos no Frigorífico “RAJA” na cidade de Piracicaba-SP. 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 pedra pomes e ficaram armazenados em solução de timol a 4 °C não ultrapassando 5 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 marcas, tanto na superfície vestibular como em uma das proximais (**Figura 1**). Nesses pontos, as medidas foram obtidas com auxílio de paquímetro digital (Silvac – Nucleon, São Paulo, SP - Brasil). Anotou-se as dimensões vestibulo-linguais (VL1, VL2, VL3) e méso-distais (MD1, MD2, MD3) das raízes. Dessa forma, foram selecionados os 150 dentes que possuíam as medidas vestibulo-linguais (VL2) mais próximas da mediana. (**ANEXO 1**)



Figura 1 – Marcações realizadas nas superfícies radiculares para possibilitar a tomada das medidas das dimensões vestibulo-linguais e méso-distais das raízes bovinas.

4.2.4 – GRUPOS EXPERIMENTAIS

As 150 raízes foram numeradas e divididas aleatoriamente por meio de sorteio em 15 Grupos experimentais (n=10) (**ANEXO 2**) conforme a retenção a ser utilizada (pino pré-fabricado, núcleo metálico fundido ou resina composta) e a altura do remanescente dentário (**Tabela 1**).

Tabela 1

Distribuição das amostras nos grupos de acordo com o tipo de retenção e altura do remanescente dental.

Retenção →	Fibra de	Metálico	Fibra de	Núcleo metálico	Resina
Altura ↓	vidro		carbono	fundido	composta
0 mm	G1	G4	G7	G10	G13
1 mm	G2	G5	G8	G11	G14
2 mm	G3	G6	G9	G12	G15

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 50 desses dentes em 15 mm (G1; G4; G7; G10 e G13); 50 raízes com 16 mm (G2; G5; G8; G11 e G14) e 50 dentes com 17 mm (G3; G6; G9; G12 e G15). Dessa forma, o comprimento radicular foi padronizado em 15 mm para todos os dentes sendo que, 5 Grupos

ficaram sem remanescente coronário, 5 Grupos com 1 mm de remanescente coronário e 5 Grupos com 2 mm de remanescente coronário (**Figuras 2A à 2C**). 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 2 – Raiz com 15 mm de comprimento (**A**). Raiz com 16 mm de comprimento (**B**). Raiz com 17 mm de comprimento (**C**). 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 instrumentação até a lima Kerr 40 (Maillefer Instruments S.A., Dentsply, Suíça), irrigando-se com hipoclorito de sódio a 1%. Após a instrumentação os dentes foram lavados com soro fisiológico, 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 40 (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), 1 mm aquém do ápice radicular e restaurados com cimento provisório (Cavit - ESPE, Saint Paul - USA).

4.2.7 – INCLUSÃO DOS DENTES EM RESINA POLIESTIRÊNICA

4.2.7.1 – COBERTURA DAS RAÍZES COM CERA

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 – ESPE, Seefeld - Alemanha) simulando o “ligamento periodontal artificial”.

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 a cera 7 foi aquecida a 65 °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. Através das marcações feitas anteriormente nas raízes foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície

radicular por meio de paquímetro digital (Silvac – Nucleon, São Paulo, SP - Brasil). 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 3**).



Figura 3 – Raiz sem remanescente coberta pela camada de cera.

4.2.7.2 – INCLUSÃO DOS DENTES

Neste momento as raízes foram fixadas a um delineador pela porção cervical por meio de cera pegajosa. 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. Com a haste vertical móvel do delineador a raiz do dente foi posicionada dentro da perfuração da película (**Figura 4A**) de forma que simulando-se a distância biológica de 2 mm e as alturas de remanescente pré estabelecidas (0, 1 e 2 mm), as raízes dos grupos 1, 3, 7, 10 e 13 (sem remanescente) ficaram com 2 mm para fora da película, as dos grupos 2, 5, 8, 11 e

14 (1 mm de remanescente) com 3 mm e as dos grupos 3, 6, 9, 12 e 15 (2 mm de remanescente) com 4 mm. Isso foi conseguido por meio de demarcação prévia feita sobre a raiz com auxílio de caneta para retro-projetor (Pilot S.A. São Paulo, SP - Brasil). 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 4B**). 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 4C**). 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.

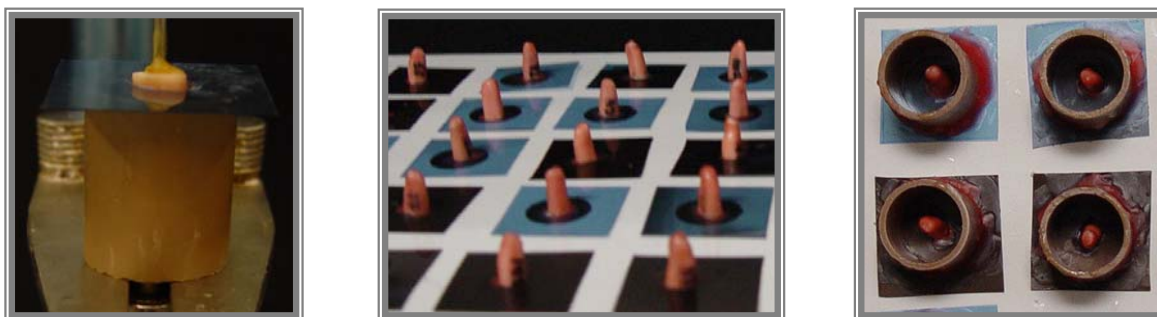


Figura 4 – Raiz afixada ao delineador posicionada na perfuração da película radiográfica **(A)**. Raízes afixadas às películas radiográficas posicionadas nas perfurações da mesa **(B)**. Anéis de PVC posicionados sobre as películas radiográficas **(C)**. A resina poliestirênica foi vertida no interior dos anéis de PVC.

Decorridas 24 horas da inclusão, o conjunto foi removido da mesa perfurada removendo-se também a película radiográfica. Previamente à realização do ensaio mecânico a cera em torno das raízes e do interior do alvéolo artificial foi removida com água fervente e pincelou-se o adesivo (Polyether Adesive, ESPE, Seefeld - Alemanha). Aguardou-se 5 minutos para secagem do material e a pasta base e catalisadora do material de moldagem (Impregum F – ESPE, Seefeld - Alemanha) foram proporcionadas e espatuladas e posteriormente inseridas no interior do alvéolo artificial simulando-se o ligamento periodontal artificial. As raízes foram armazenadas durante todo o experimento em timol.

4.2.8 – PREPAROS PROTÉTICOS

Os preparos protéticos foram confeccionados com um término em forma de chanfrado com profundidade de 2 mm em todo o término utilizando-se uma ponta

diamantada 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) adaptada a uma máquina de preparo (**Figura 5**) que permitiu uma padronização da penetração da broca em toda a volta do dente.

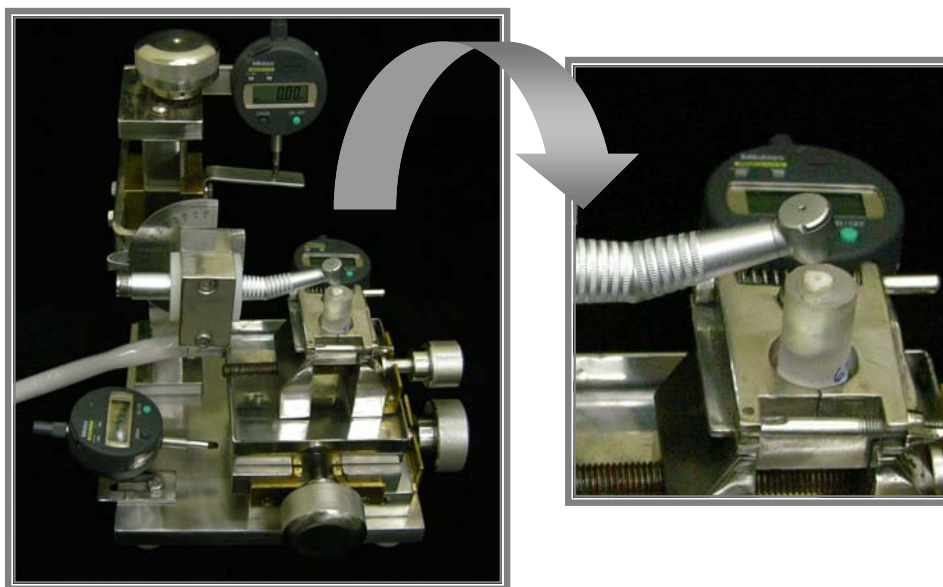


Figura 5 – Máquina de preparo com a amostra em posição.

Feitos os sulcos de orientação na máquina de preparo as amostras foram removidas e o acabamento do preparo foi terminado à mão. As amostras receberam então um acabamento final com a ponta diamantada 4137FF (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) que possibilitou um acabamento mais refinado (**Figuras 6A à 6C**).

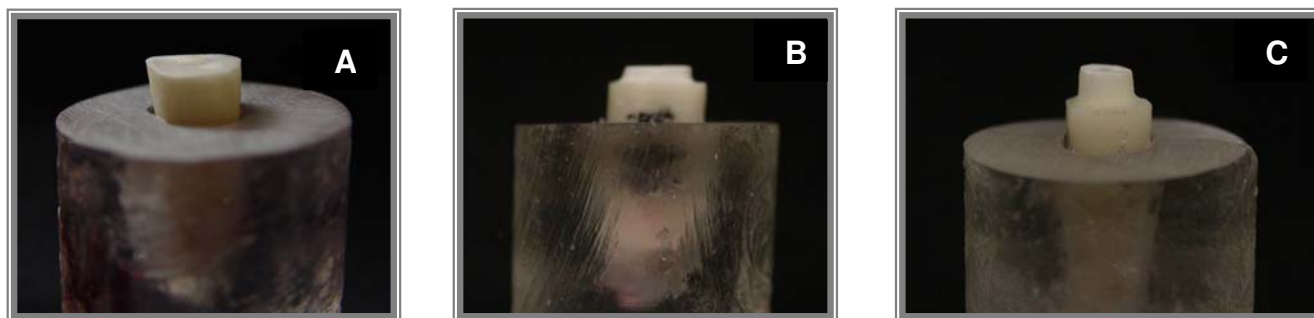


Figura 6 – Preparo da raiz sem remanescente **(A)**. Preparo da raiz com 1 mm de remanescente **(B)**. Preparo da raiz com 2 mm de remanescente **(C)**.

4.2.9 – DESOBTURAÇÃO RADICULAR

Para a desobturação e preparo dos canais radiculares inicialmente foi utilizada uma ponta diamantada esférica nº 1012 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) montada em alta rotação para remover o vedamento dos canais. Posteriormente, foram utilizadas brocas Peeso nº 2 (Maillefer Instruments S.A., Dentsply - Suíça) para desobturar os canais na profundidade de 11 mm mantendo-se obturação de 4, 5 e 6 mm para as raízes com 15, 16 e 17 mm de comprimento respectivamente na região apical, visando selamento conforme recomendado por Shillingburg *et al.* (1970). Em seguida, a ponta diamantada tronco cônica 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil), 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. 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 (Dentsply – Maillefer,

Petrópolis, RJ - Brasil) para receberem seus devidos pinos e núcleos de resina composta, preenchimento dos canais com resina composta ou os núcleos metálicos fundidos (**Figura 7**).



Figura 7 – Vista oclusal do preparo dos canais radiculares das raízes com 0, 1 e 2 mm de remanescente (da esquerda para a direita).

4.2.10 – CONFEÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS

Após o preparo e a limpeza dos canais radiculares com jatos de ar/água e secagem com cones de papel absorvente (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil), 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) (**Figura 8A**), reembasados com resina acrílica autopolimerizável (Duralay Co. – USA) (**Figuras 8B e 8C**). A porção coronária foi confeccionada padronizando-se 5 mm de comprimento total. Para os grupo com 0, 1 e 2 mm remanescente coronário a porção coronária do padrão de resina acrílica foi

confeccionada respectivamente com 5, 4 e 3 mm de comprimento. O acabamento dos mesmos foi realizado com brocas de carboneto de tungstênio (Maxicut e Minicut – Edenta AG Dentalprodukte - Suíça)

Foi realizada a fundição dos padrões de resina acrílica em liga de cobre-alumínio (Laborcast, Williams) em laboratório de prótese dentária para obtenção dos núcleos metálicos fundidos (**Figura 8D**).



Figura 8 – Padrões em resina acrílica pré-fabricados (**A**). Pó e líquido do sistema Duralay (**B**). Padrão do núcleo em Duralay (**C**). Padrão do núcleo após fundição (**D**).

4.2.11 – PREPARO DOS CANAIS RADICULARES PARA RECEBER AS RETENÇÕES INTRA-RADICULARES

As raízes desobturadas foram condicionadas com ácido fosfórico a 35% em gel (3M ESPE, Saint Paul - USA) por 15s, seguida por lavagem com jatos de água-ar por 30s. Foram utilizados cones de papel absorvente nº 40 para secagem dos canais radiculares. A seguir foram aplicadas duas camadas do sistema adesivo de frasco único Single Bond (3M ESPE, Saint Paul - USA), com aplicadores descartáveis

(Microbrush Co., USA). O excesso foi removido com cones de papel absorvente nº 40 e jatos de ar. Em seguida realizou-se fotoativação com luz halógena por 20s utilizando aparelho CL-K50 (Kondortech, São Carlos, SP - Brasil).

4.2.11.1 – CIMENTAÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS

Para que o agente cimentante não fosse mais uma variável que pudesse interferir nos resultados os núcleos metálicos fundidos também foram cimentados com cimento resinoso Rely X (3M ESPE, Saint Paul - USA) sendo que, as superfícies radiculares dos mesmos receberam jateamento com óxido de alumínio no tamanho de 50 µm para melhorar a retenção (Morgano & Milot, 1993). Em seguida, foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso, durante 30s e levadas com auxílio de um propulsor lentulo (Maillefer Instruments S.A., Dentsply - Suíça) aos canais. Os núcleos metálicos fundidos foram pressionados com o auxílio de aparato aplicador de carga de 5Kg durante 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 40s por cada face (**Figuras 9A à 9C**).



Figura 9 – Núcleo metálico fundido cimentado em raiz sem remanescente coronário **(A)**.

Núcleo metálico fundido cimentado em raiz com 1 mm de remanescente coronário **(B)**.

Núcleo metálico fundido cimentado em raiz com 2 mm de remanescente coronário **(C)**.

4.2.11.2 – CIMENTAÇÃO DOS PINOS PRÉ-FABRICADOS

Foram selecionados pinos pré-fabricados de fibra de vidro, fibra de carbono e metálico de aço inoxidável **(Figura 10)**.



Figura 10 – Pinos pré-fabricados de fibra de carbono, fibra de vidro e metálico utilizados.

Todos os pinos de fibra de vidro e fibra de carbono foram seccionados com uma ponta tronco-cônica nº 3203 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) em

alta rotação sob abundante refrigeração, restando comprimento de 15 mm a fim de se padronizar o tamanho dos pinos em 11 mm de comprimento no canal radicular e 4 mm de pino na porção coronária (exceto para os pinos metálicos pré-fabricados que possuem 3 mm de porção coronária) (**Figuras 11A à 11C**).

Os pinos de fibra de vidro e carbono foram condicionados com ácido fosfórico a 35% (3M ESPE, Santa Paul - USA) durante 20s e, em seguida, foram silanizados (Ceramic Primer – ScotchbondTM – 3M ESPE, Sain Paul - USA). Para as superfícies radiculares dos pinos pré-fabricados metálicos nenhum procedimento foi realizado. Em seguida, foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso durante 30s, levado com auxílio de propulsor lentulo aos canais a profundidade de 11 mm com pinça e pressionados manualmente para melhor assentamento. 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 40s em cada face (vestibular, lingual, mesial e distal).

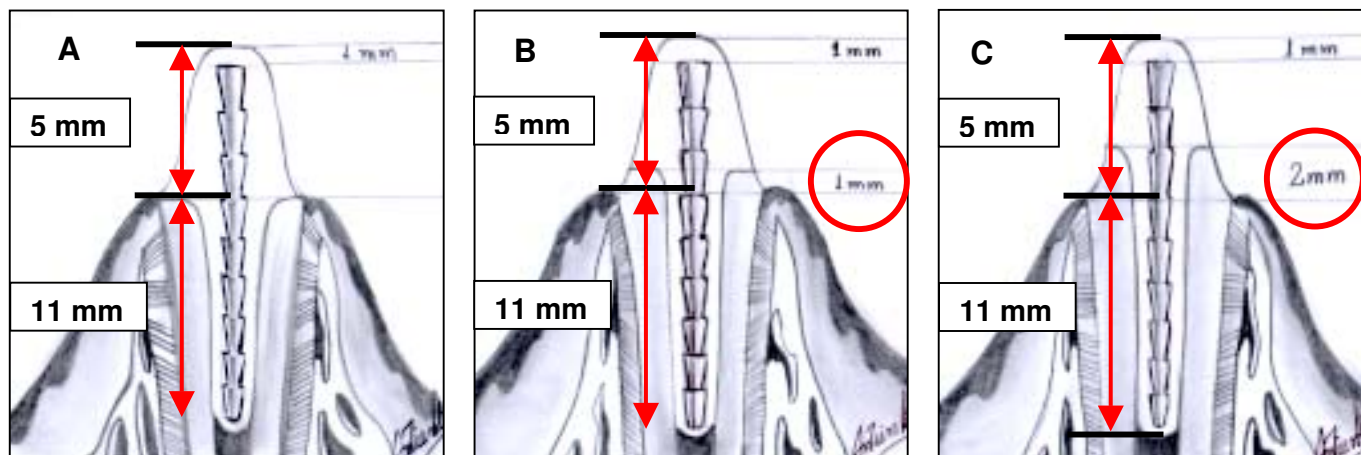


Figura 11 – Esquema representativo das alturas dos remanescentes dentais (**A** – sem remanescente; **B** – 1 mm de remanescente; **C** – 2 mm de remanescente).

4.2.12 – PREENCHIMENTO DOS CANAIS RADICULARES COM RESINA COMPOSTA

Após receberem tratamento endodôntico, os grupos 13, 14 e 15 tiveram os canais radiculares desobturados com 5 mm de profundidade e preenchidos com resina composta Z250 (3M ESPE, Saint Paul - USA) cor A2 em incrementos de 2 mm por meio de espátula anti-aderente nº 1 (Thompson, Thompson Inc. USA) fotoativados por 40s cada.

4.2.13 – CONFECÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO

Um dispositivo pré-fabricado bite perf® (Biteperf, Málaga - Espanha) (Martins, *et al.*, 2002) foi utilizado para moldar a porção coronária de um dos núcleos metálicos fundidos dos Grupos 10, 11 e 12 padronizando, dessa forma, os núcleos de preenchimento de acordo com os remanescentes coronários (0, 1 e 2

mm respectivamente). Após a moldagem, a cavidade foi preenchida por resina composta (Z250, 3M ESPE, Saint Paul - USA) e adaptada às raízes confeccionando-se o núcleo de preenchimento que foi polimerizado por 20s com o dispositivo em posição (**Figuras 12A à 12C**), e mais 40s em cada face após a remoção do mesmo.

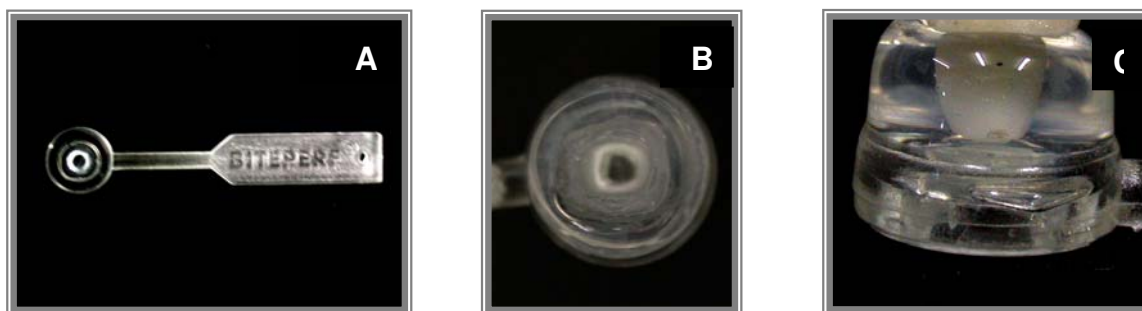


Figura 12 – Matriz utilizada para moldagem da porção coronária (**A**). Visão do dispositivo após a moldagem (**B**). Raiz posicionada para confecção do núcleo de preenchimento em resina composta (**C**).

Com a ponta diamantada 4137FF (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP - Brasil) realizou-se um acabamento mais refinado (**Figuras 13A à 13C**).

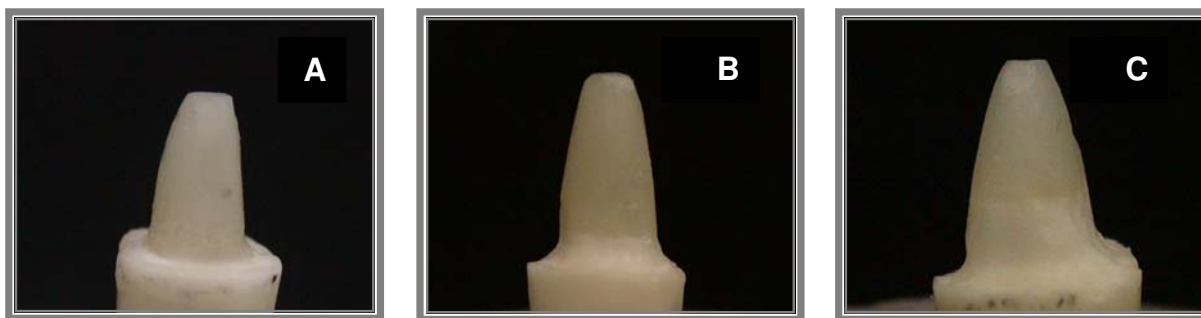


Figura 13 – Núcleo de preenchimento finalizado em raiz sem remanescente coronário (A).

Núcleo de preenchimento finalizado em raiz com 1 mm de remanescente coronário (B).

Núcleo de preenchimento finalizado em raiz com 2 mm de remanescente coronário (C).

4.2.14 – MOLDAGEM DOS PREPAROS, CONFEÇÃO E CIMENTAÇÃO DAS COROAS TOTAIS.

Após receberem acabamento todos os preparos foram moldados (**Figura 14A**) 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 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 14B**). Sobre os modelos foram confeccionadas coroas totais de resina composta laboratorial (Cristobal⁺ – Dentsply/Ceramco NEWAVE, New York, NY – USA.) seguindo-se as recomendações

do fabricante. As mesmas foram confeccionadas em laboratório técnico especializado no formato de incisivos centrais superiores (**Figura 14C**). Após a fotoativação de cada incremento realizada em aparelho fotoativador UniXS® (Kulzer) as coroas receberam pós-cura durante 8 minutos em aparelho próprio para tal função (MPa 2000™ – Post Cure/Dentsply). Posteriormente, as coroas receberam jateamento interno com óxido de alumínio de 50µm, condicionamento com ácido fosfórico à 35% durante 15s, lavagem com jatos de água durante 15s, secagem com jatos de ar e aplicação de uma camada de adesivo com sistema adesivo de frasco único Single Bond polimerizado por 20s.

Os núcleos de preenchimento em resina composta e os remanescentes dentais receberam condicionamento com ácido fosfórico à 35% durante 15s lavagem com jatos de água durante 15s, secagem com leves jatos de ar e papel de filtro e aplicação de uma camada de sistema adesivo de frasco único Single Bond por meio de pincéis descartáveis, seguidas da aplicação de jatos de ar para eliminação do álcool. Foram espatuladas partes iguais de pasta base e catalisadora do cimento resinoso de presa dual Rely X levado por meio de sonda exploradora nº 15 ao interior das coroas totais que foram então posicionadas sobre suas respectivas raízes e pressionadas manualmente durante 1 min. Os excessos foram removidos por meio de pincéis descartáveis e realizou-se fotoativação durante 60s nas superfícies vestibular, lingual e proximais.

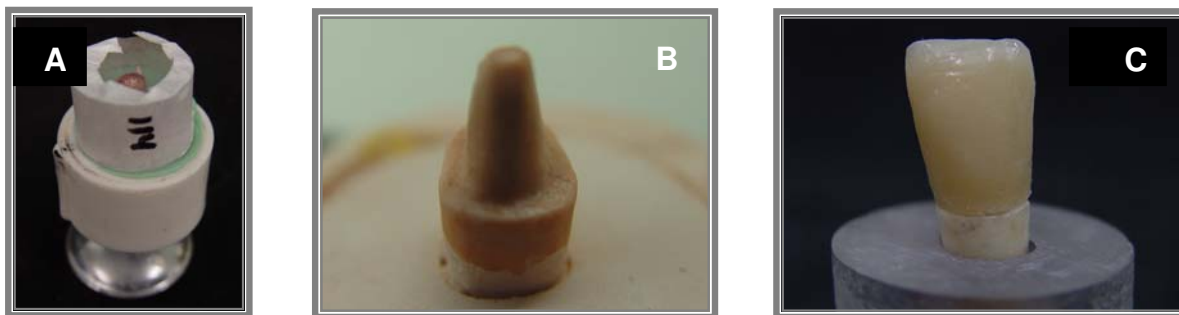


Figura 14 – Moldagem da raiz através de moldeira individual **(A)**. Modelo em gesso especial obtido após a moldagem **(B)**. Coroa confeccionada adaptada à raiz **(C)**.

4.2.15 – FIXAÇÃO DOS DENTES E OBTENÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL ARTIFICIAL

Os dentes foram retirados dos alvéolos e imersos em água aquecida a 50 °C para serem limpos com jato de bicarbonato de sódio e água. Em seguida, foram polidos 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 um adesivo à base de poliéter (Impregum F, 3M ESPE, Seefeld - Alemanha). 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). O material de moldagem foi inserido ao 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 coincidisse com a superfície do cilindro. **(Figuras 15A à 15F)**.

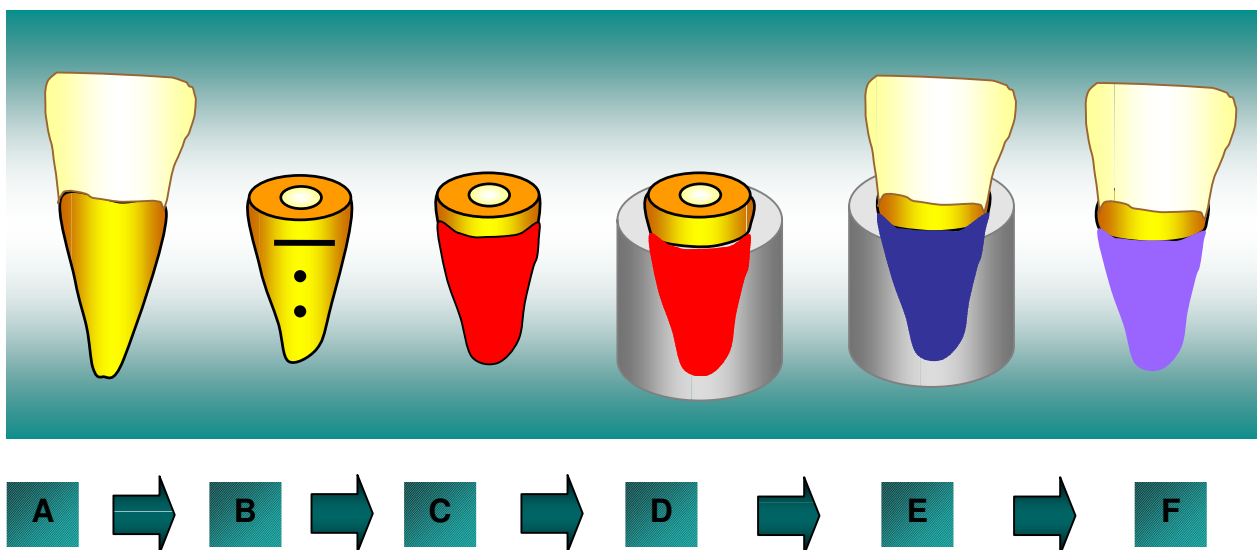


Figura 15 – Dente selecionado **(A)**. Remoção da porção coronária e demarcações aferição da camada de cera **(B)**. Camada de cera que criou espaço para posterior colocação do material de moldagem **(C)**. Inclusão da raiz em resina poliestirênica para posterior adaptação à máquina de ensaio **(D)**. Cera removida e preenchimento do espaço com material de moldagem **(E)**. Visualização da raiz envolta pelo material de moldagem **(F)**.

4.3 – ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Os corpos-de-prova foram embutidos em dispositivo metálico de aço inoxidável onde o braço do dispositivo formou um ângulo de 135° (Moyers, 1975) entre o cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes (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 na velocidade de 0,5 mm/min por meio de ponta esférica

de 4 mm de diâmetro apoiada em nicho padronizado confeccionado pelo técnico do laboratório na superfície palatina das coroas (**Figuras 16A e 16B**). Os valores foram registrados em Kgf.



Figura 16 – Vista palatina das coroas com os nichos confeccionados (**A**). Corpo-de-prova adaptado ao dispositivo em máquina de ensaio universal (**B**).

4.4 – ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Os dentes foram removidos dos blocos de resina poliestirênica com fórceps nº 150 (Quinelato, Rio Claro, SP - Brasil) e o ligamento periodontal artificial foi 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, classificando-os como descrito no **Quadro 2**, a seguir (**Figuras 17A à 17P**):

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, trinca ou lasca de até 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intra-radicular.
III	Fratura, trinca ou lasca de mais de 50% da porção coronária, sem envolvimento da retenção intra-radicular.
a	Fratura da porção coronária envolvendo 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.

Padrão I –

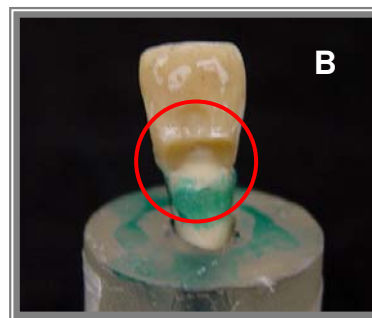
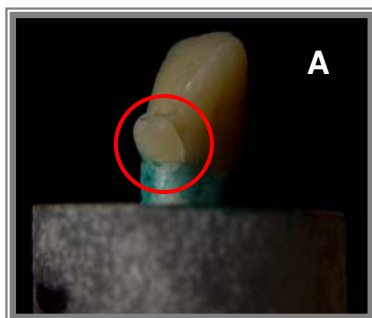


Figura 17 – Pequena trinca na coroa (**A**). Pequena lasca na porção palatina da coroa (**B**).



Padrão II –

Figura 17 – Fratura de parte da porção palatina da coroa protética (**C**).

Padrão III –

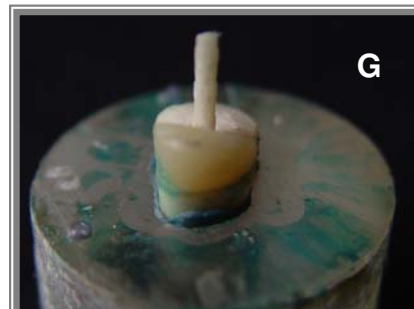
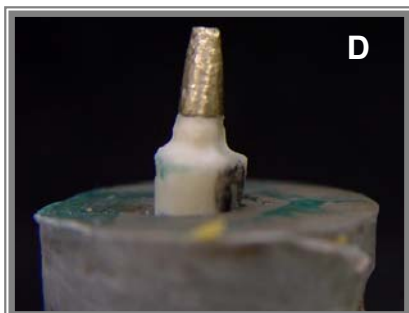


Figura 17 – Fratura total da coroa protética sem envolvimento da retenção intra-radicular e/ou da raiz **(D)**. Fratura total da coroa protética e de parte do núcleo de preenchimento sem envolvimento da retenção intra-radicular e/ou da raiz **(E)**. Fratura de grande parte da coroa protética e de parte do núcleo de preenchimento sem envolvimento da retenção intra-radicular e/ou da raiz **(F)**. Fratura quase total da coroa protética e do núcleo de preenchimento sem envolvimento da retenção intra-radicular e/ou da raiz **(G)**.

Padrão a –



Figura 17 – Fratura da porção coronária envolvendo a retenção intra-radicular, sem envolvimento radicular (**H**).

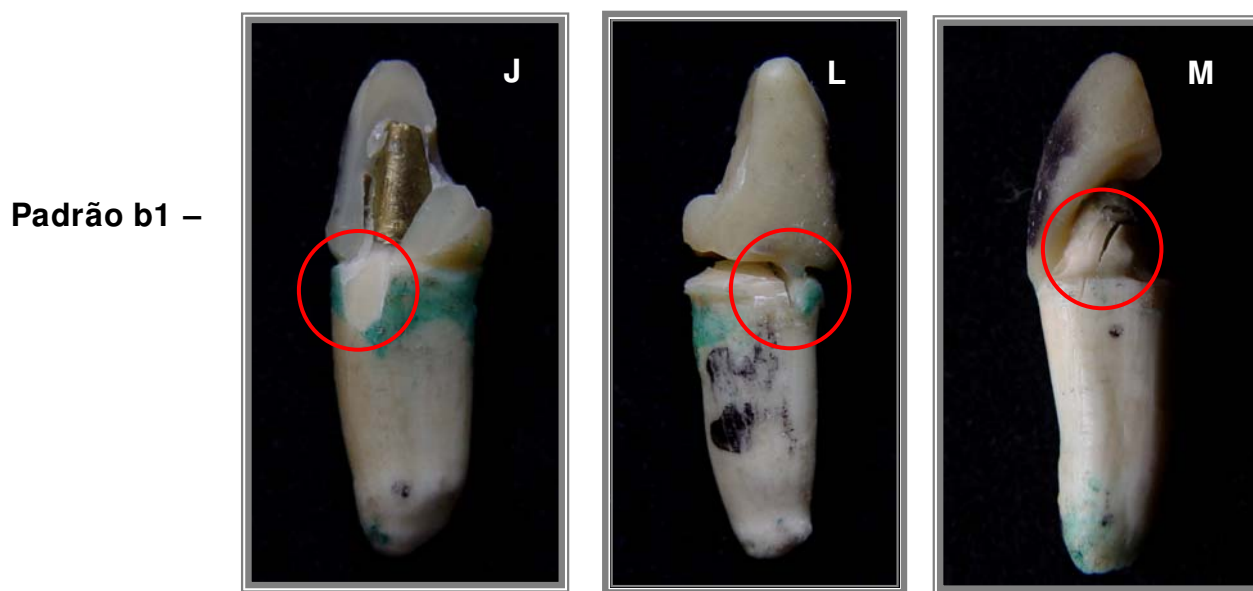
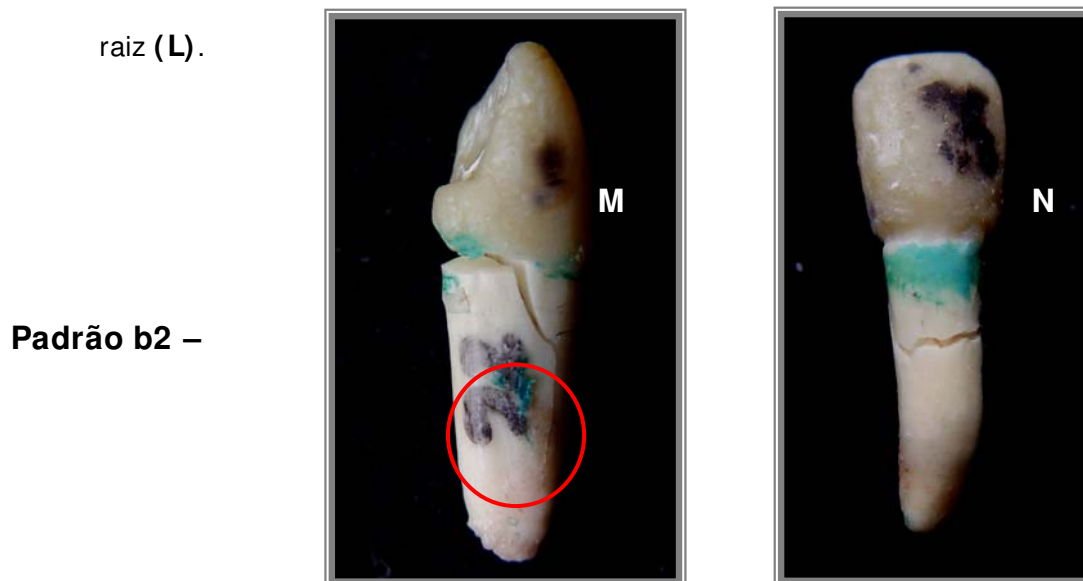


Figura 17 – Fratura de parte da coroa protética e lasca vestibulo-proximal no terço cervical da raiz (**I**). Coroa protética íntegra e fratura oblíqua da raiz envolvendo o terço cervical (**J**). Fratura de grande parte da coroa protética e fratura oblíqua envolvendo o terço cervical da raiz (**L**).



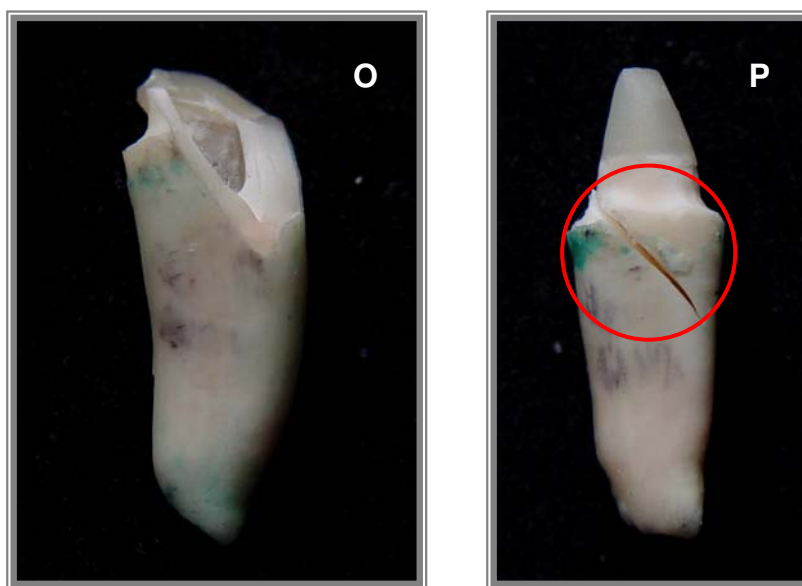
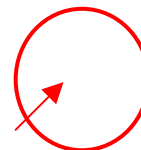


Figura 17 – Coroa intacta e fratura oblíqua da raiz em direção à vestibular atingindo o terço médio da raiz (**M**). Coroa intacta e fratura oblíqua da raiz atingindo o terço médio da raiz na vestibular (**N**). Fratura de toda a coroa protética e lasca vestibulo-próximal atingindo o terço médio da raiz (**O**). Fratura total da coroa protética, núcleo de preenchimento intacto e fratura oblíqua da raiz envolvendo o remanescente em direção à vestibular atingindo o terço médio (**P**).

5 – RESULTADOS

Os valores médios de resistência à fratura para os diferentes grupos expressos em kgf foram tabulados e estão detalhados nos **ANEXOS 3 à 17**. Em seguida realizou-se Análise de Variância para dois fatores (ANOVA two-way) dos dados obtidos (**Tabela 1**), para detectar a existência de diferenças entre todos os grupos (**ANEXO 18**). Esse teste possibilitou verificar que existia interação entre as variáveis estudadas: altura do remanescente *versus* pino. Dessa forma, seguiu-se com a comparação das médias através do Teste Tukey ao nível de 5% de significância ($\alpha=0,05$), o qual possibilitou a comparação individual para os grupos estudados. Na **Tabela 2** observa-se o resultado do Teste de Tukey para as diferentes alturas de remanescentes.

Tabela 1

Resultado da Análise de Variância para o teste de resistência à fratura.

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB > F
PINO	4	1384.5669301	346.1417325	1.2303	0.30029
ALTURA	2	613.0314972	306.5157486	1.0895	0.33998
PIN* ALT	8	6165.3217214	770.6652152	2.7393	0.00801
RESIDUO	135	37980.9538337	281.3403988		
TOTAL	149	46143.8739824			
MEDIA GERAL =	74.115334				
Coeficiente de variacão = 22.631 %					

Tabela 2

Resultado do Teste de Tukey para o ensaio de resistência à fratura.

	FV	MET	FC	NMF	RC
0	72.50 ± 10.11 A/ab	70.66 ± 14.91 AB/ab	76.19 ± 10.07 A/ab	69.04 ± 16.69 A/b	90.51 ± 23,79 A/a
1	72.60 ± 19.47 A/ab	84.94 ± 17.29 A/a	62.48 ± 13.24 A/b	70.19 ± 16.86 A/ab	66.14 ± 19.54 B/ab
2	77.46 ± 14.77 A/a	65.20 ± 19.89 B/a	75.87 ± 17.42 A/a	75.23 ± 15.61 A/a	82.72 ± 16.40 AB/a

* Médias seguidas de letras distintas diferem ao nível de 5% de significância (letras maiúsculas – altura do remanescente coronário / letras minúsculas – tipos de retenção).

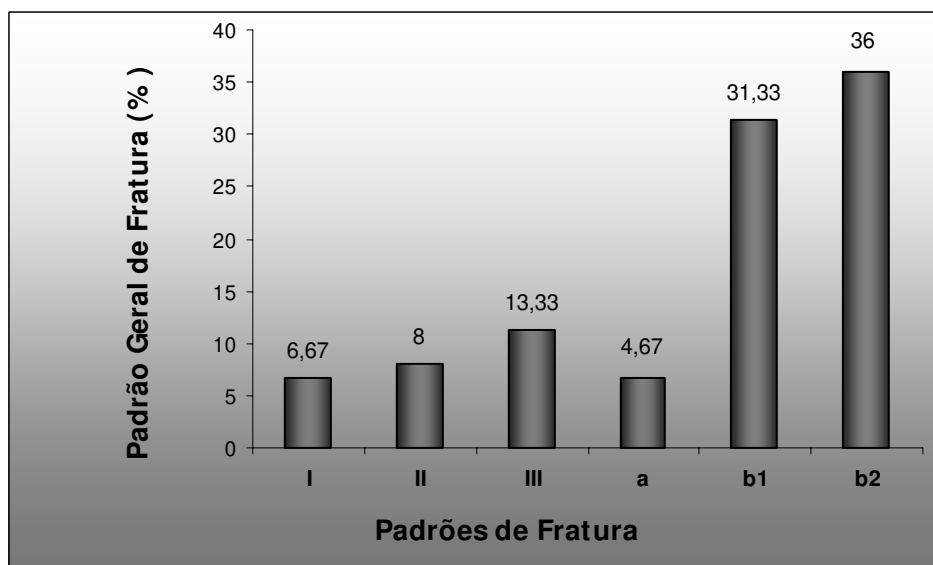
Na ausência de remanescente o grupo restaurado com resina composta apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente do grupo restaurado com pino de fibra de carbono, fibra de vidro e pino pré-fabricado metálico, enquanto o grupo restaurado com núcleo metálico fundido apresentou os menores valores. Quando 1 mm de remanescente foi envolvido no preparo o pino pré-fabricado metálico apresentou os melhores resultados, e o fibra de carbono, os piores. Na presença de 2 mm de remanescente não houve diferença estatisticamente significativa entre os resultados, independente do tipo de retenção utilizada.

Na **Tabela 2** observa-se o resultado do Teste de Tukey para as diferentes retenções intra-radiculares (letras minúsculas). Para os grupos restaurados com pino

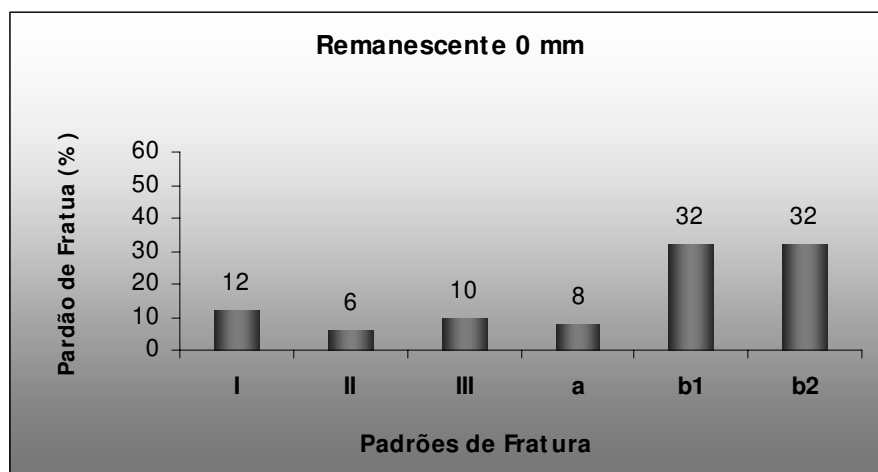
de fibra de vidro, fibra de carbono e núcleo metálico fundido, a altura do remanescente não influenciou nos resultados do teste de resistência à fratura. Entretanto, para os grupos restaurados com pino pré-fabricado metálico, a altura de 1 mm de remanescente proporcionou os melhores resultados, enquanto 2 mm proporcionou os piores e, para os grupos restaurados com resina composta, a ausência de remanescente proporcionou os maiores valores e 1 mm, os piores.

A observação dos padrões de fratura para cada um dos diferentes grupos experimentais estudados, bem como a distribuição desses padrões em análise quantitativa percentual estão descritos nos **ANEXOS 3 à 17**.

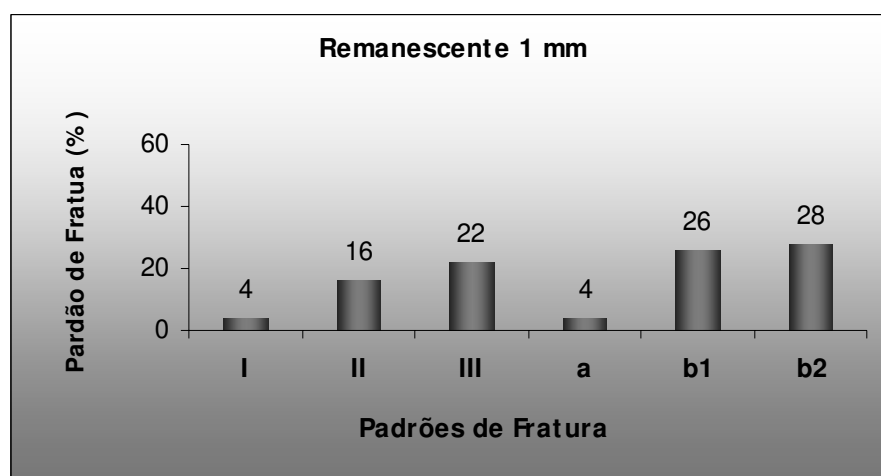
A observação da porcentagem do padrão geral de fratura para todos os grupos (**Figura 18**) demonstrou predominância de fraturas oblíquas no terço médio das raízes. Quando se observa o padrão de fratura para cada altura de remanescente (**Figuras 19, 20 e 21**) tem-se a predominância de fraturas no terço médio seguida por fraturas no terço cervical para os grupos sem remanescente e grupos com 2 mm de remanescente sendo que, para os grupos grupos com 1 mm de remanescente a mesma porcentagem de fraturas atingindo o terço cervical e médio é observada, independentemente do tipo de retenção utilizada.



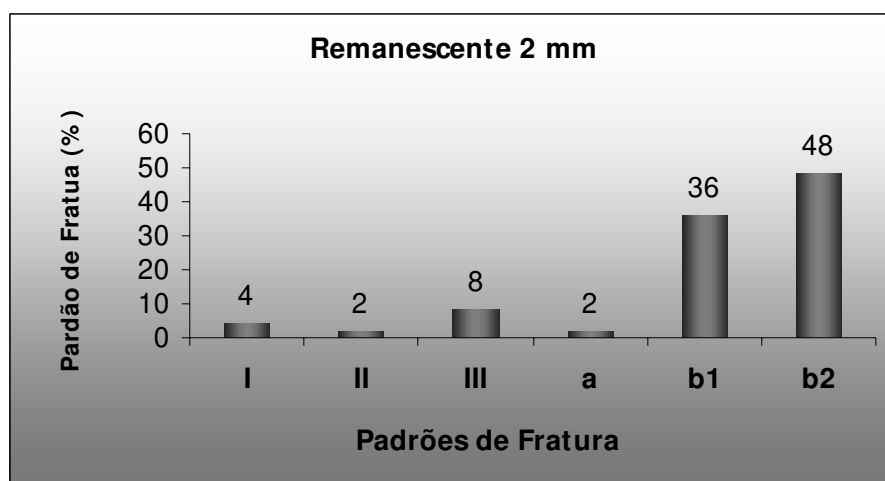
Figuras 18 – Gráfico representativo da porcentagem dos padrões de fratura para todos os grupos.



Figuras 19 – Gráfico representativo da porcentagem dos padrões de fratura para os grupos sem remanescente coronário.



Figuras 20 – Gráfico representativo da porcentagem dos padrões de fratura para os grupos com 1 mm de remanescente coronário.



Figuras 21 – Gráfico representativo da porcentagem dos padrões de fratura para os grupos com 2 mm de remanescente coronário.

A análise do padrão de fratura para todos os grupos mostra que 68% das fraturas envolveram os terços cervical e médio das raízes. Porém, essa porcentagem

distribuiu-se diferentemente para os grupos dependendo do tipo de retenção utilizada. Observando-se da porcentagem de fraturas com envolvimento radicular em relação aos tipos de retenções intra-radiculares empregadas, encontrou-se 46,67% para os pinos de fibra de vidro, 63,34% para os pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos, 76,67% para os pinos de fibra de carbono e 90% para os grupos restaurados com resina composta sendo que, os grupos restaurados com retenção apenas em resina composta apresentaram o maior número de fraturas envolvendo os terços cervical e médio.

6 – DISCUSSÃO

Observa-se com grande freqüência a ocorrência de fraturas em elementos dentais 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, estudos têm 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).

Entretanto, os elementos dentais que apresentam extensa destruição da porção coronária e, conseqüentemente, necessidade de tratamento endodôntico, na maioria das vezes precisam de algum tipo de retenção intra-radicular para que se possa reter uma restauração protética. 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.

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 uma técnica para sua obtenção mais dispendiosa, por envolver uma 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; 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. Além disso, o risco de contaminação dos sistemas de canais durante os passos para confecção deve ser considerado.

Na tentativa de eliminar as desvantagens apresentadas pelos núcleos metálicos fundidos foram desenvolvidos os pinos metálicos pré-fabricados cimentados em uma única sessão, e que apresentam grande diversidade de formatos e tratamentos de superfície, sendo os paralelos mais retentivos que os cônicos (Standlee, *et al.*, 1978). Em contrapartida, os pinos com extremidade apical cônica, permitem maior preservação de estrutura dental nessa região (Christensen, 1996). Dessa forma, a seleção de um pino pré-fabricado é um procedimento de

difícil execução para o clínico, devido ao elevado número de diferentes alternativas disponíveis no mercado.

Ao se avaliar retenções intra-radiculares metálicas (pinos metálicos e núcleos metálicos fundidos) encontra-se que essas apresentam maior rigidez (Assif, *et al.*, 1989). Soma-se a esse fato, a falta de translucidez tornando-os antiestéticos, dificultando a utilização de próteses em cerâmica pura ou resina composta laboratorial (Nash & Leinfelder, 1998).

Dessa forma, no início dos anos de 90 tentando superar as desvantagens apresentadas pelos pinos metálicos, foram desenvolvidos os pinos de fibras de carbono na França. Eles possuem módulo de elasticidade (18 GPa) semelhante ao da dentina (21 GPa), apresentam-se altamente resistentes à corrosão, fadiga e tração (Ferrari *et al.*, 2000). Porém, a maioria dos sistemas de pinos de fibra de carbono apresenta coloração escura podendo interferir no resultado estético final do trabalho protético, além de não possuírem união aos materiais adesivos.

Na tentativa de se contornar os problemas apresentados pelos pinos de fibra de carbono foi introduzido um novo sistema de pinos no mercado, compostos por fibras de vidro envolvidas em matriz resinosa – Fibrekor Post (Nash & Leinfelder, 1998). Hoje existem pinos de fibras de vidro de diversas marcas comerciais apresentados em variados formatos, tamanhos, espessuras e características de superfície.

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 como os cimentos de ionoméricos (Sindel *et al.*, 1999). As resinas compostas apresentam vantagens tais como boas propriedades mecânicas, facilidade de manipulação, controle do tempo de trabalho, estética e união à estrutura dental através do sistema adesivo.

No presente estudo o tipo de término escolhido para todas as amostras foi o término em chanfrado. Carlini (2001), em seu estudo encontrou que na presença de remanescente coronário o término em ombro biselado possibilitou o aumento dos valores médios dos resultados em relação aos termos em chanfrado e em ombro, não diferindo estatisticamente dos grupos com término em chanfrado. Entretanto, na ausência de remanescente coronário o término em ombro biselado possibilitou os maiores valores de resistência à fratura, com diferença estatística quando comparado aos termos em chanfrado e em ombro. Relatou ainda que o término em ombro em dentes sem remanescente coronário não são uma boa opção em casos em que não é possível realizar o abraçamento da estrutura dental coronária.

Em relação à altura do remanescente x resistência à fratura, a presença de um ou 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); Kahn *et al.* (1996); Cathro *et al.* (1996); Assif & Gorfil (1994); Carlini (2001); Zhi-Yue & Yi Xing (2003), onde 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, é capaz de fornecer abraçamento dental reforçando a estrutura remanescente (Sorensen & Engelman, 1990b). Tal diferença pode ser explicada pelo tipo de material selecionado no presente estudo para confecção das coroas totais (resina composta laboratorial).

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 virola, 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.

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 através do preenchimento do canal radicular com material adesivo e tenaz como a resina composta (Saupe, 1994; Mendoza & Eakle, 1994; Martins, 1995; Marchi, 1997).

Verificou-se a superioridade dos valores médios de resistência à fratura apresentados pelos grupos com núcleos de preenchimento em resina composta em relação grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos. Esse fato pode ser explicado 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 em resina composta com cimento resinoso que possuem união química entre esses dois compostos poliméricos (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). Além disso, 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). 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). Com base nessas informações pode-se explicar a superioridade dos valores médios dos grupos onde os canais radiculares

foram preenchidos com resina composta em relação aos demais grupos, uma vez que a resina composta apresenta-se como o material que tem capacidade de transferir as tensões de forma mais homogênea. 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 durante a ciclagem, enquanto no presente estudo foi utilizada carga contínua.

Entretanto, o núcleo metálico fundido por 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, o 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). Estes dados confirmam os resultados encontrados neste estudo, onde os grupos restaurados com tal tipo de retenção apresentaram uma média geral de valores inferiores numericamente em relação aos demais grupos, com diferença estatisticamente significativa no grupo sem remanescente coronário (**Tabela 2**).

Em relação às retenções intra-radulares selecionadas para esse experimento, verificou-se que na ausência de remanescente coronário os grupos onde os canais radiculares foram preenchidos apenas com resina composta

apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com pinos de fibra de carbono, fibra de vidro e pino pré-fabricado metálico e, o grupo restaurado com núcleo metálico fundido apresentou os menores valores médios, diferindo estatisticamente do grupo restaurado com resina composta, fato já justificado anteriormente.

Na presença de 1 mm de remanescente coronário, o grupo restaurado com pino pré-fabricado metálico apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo metálico fundido e resina composta e, o grupo restaurado com fibra de carbono apresentou os menores valores médios, diferindo estatisticamente dos demais grupos. Entretanto, de acordo com Sorensen & Engelman (1990b), na presença do remanescente coronário, os tipos de retenção não deveriam ter influência nos valores de resistência à fratura.

Na presença de 2 mm de remanescente coronário, os diferentes tipos de retenções não promoveram diferenças entre os valores médios de resistência à fratura. Esses dados corroboram com os resultados encontrados por Assif & Gorfil (1989) e Sorensen & Engelman (1990b), onde relatam que na presença de parede axial em dentina abraçada pela coroa, os pinos não influenciam nos valores de resistência à fratura. Entretanto, Carlini (2001), encontrou maiores valores de resistência à fratura para o grupo restaurado com pinos pré-fabricados metálicos em relação ao grupo restaurado com núcleos metálicos fundidos, na presença de 2 mm de remanescente.

Para os grupos restaurados com os pinos de fibra de vidro, fibra de carbono e núcleo metálico fundido, as diferentes alturas de remanescente não influenciaram nos resultados do teste de resistência à fratura, diferente dos resultados encontrados por Sorensen e Engelman (1990b); Carlini (2001) e Zhi-Yu & Yu-Xing (2003); entretanto, os autores utilizaram restaurações protéticas metálicas, fato este, que poderia explicar tal diferença. Para os grupos restaurados com pino metálico pré-fabricado, o remanescente de 1 mm proporcionou a obtenção do maior valor médio de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente do grupo sem remanescente coronário. O grupo com 2 mm de remanescente, apresentou o menor valor, diferindo estatisticamente do grupo com 1 mm de remanescente. Carlini (2001), em seu estudo relatou maiores valores de resistência à fratura para os grupos restaurados com pinos metálicos pré-fabricados na presença de 2 mm de remanescente em relação ao grupo sem remanescente.

No grupo restaurado apenas com resina composta a ausência de remanescente dental coronário promoveu os melhores resultados, não diferindo estatisticamente do grupo com 2 mm de remanescente, sendo que, o grupo com 1 mm de remanescente apresentou o pior resultado, não diferindo estatisticamente do grupo com 2 mm de remanescente. Catho, no ano de 1996, quando da simulação de teste de impacto encontrou que raízes com 1 mm de remanescente promoveram maiores valores de resistência à fratura em relação ao grupo desprovido de remanescente coronário. Porém, é válido salientar que o tipo de carregamento foi

diferente do proposto no presente estudo, onde foi realizada a aplicação de carga de forma contínua e que não foram cimentadas coroas totais.

Avaliando-se do padrão de fratura para todas as amostras (**Figura 18**) observa-se a predominância de fraturas oblíquas no terço médio da raiz (36%). Quando observada a predominância dentro do fator altura de remanescente, para os grupos com 1 mm e 2 mm (**Figuras 20 e 21**), encontra-se predominância de fraturas no terço médio com 28% e 48%, respectivamente, seguida por fraturas no terço cervical (26% e 36%), sendo que para os grupos sem remanescente a mesma porcentagem de fraturas atingindo o terço cervical e médio foi observada (32%), (**Figura 19**). Os grupos com remanescente de 2 mm apresentaram maior porcentagem de fraturas localizadas no terço médio. Barkhordar *et al.*, (1989) restauraram incisivos superiores humanos por meio de núcleos metálicos fundidos. Em apenas um dos grupos (n=10) envolveram 2 mm de remanescente com um colar metálico. Encontraram que para o grupo sem o colar metálico (49,6 kg), ocorreram 5 fraturas verticais, 4 fraturas oblíquas estendendo para o terço apical e uma fratura horizontal. Para o grupo com colar metálico (65,29 kg) uma amostra foi perdida, 4 amostras apresentaram fratura horizontal no terço apical, 1 exibiu fratura horizontal e vertical, 2 amostras separaram com a linha de fratura mais apical na superfície lingual e 1 apresentou fratura oblíqua. Os resultados indicaram que o reforço com colar metálico é 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. 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, fato esse não encontrado no presente estudo, podendo ser explicado pela utilização de coroas totais em resina composta laboratorial.

A distribuição do padrão de fratura apresentou-se diferentemente para os grupos dependendo do tipo de retenção utilizada. Para os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro registrou-se a ocorrência de 46,67% de fraturas com envolvimento radicular, seguidos por 63,34% para os grupos restaurados com pino metálico pré-fabricado ou núcleo metálico fundido. Paulillo em 2001 encontrou 55% de fraturas nos terços cervical e médio para os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro, e o mesmo padrão de fratura para dentes sem remanescente restaurados com núcleos metálicos fundidos ou pinos metálicos pré-fabricados. Carlini no mesmo ano encontrou 55% de fraturas nos terços cervical ou médio na presença ou ausência da virola para os grupos restaurados com pinos metálicos pré-fabricados ou núcleos metálicos fundidos. Entretanto, para os grupos sem virola ocorreram também fraturas no terço apical e fraturas longitudinais, provavelmente devido à cimentação de coroas totais metálicas.

Para os grupos restaurados com pinos de fibra de carbono 76,67%, das fraturas apresentaram envolvimento radicular. King e Setchell (1990) relataram padrão de fratura mais favorável para os grupos restaurados com pinos de fibra de carbono em relação ao grupo restaurado com pré-fabricados metálicos.

Para os grupos restaurados apenas com resina composta 90% das fraturas envolveram o remanescente radicular nos terços cervical e médio. Catho *et al.*, em 1996, encontraram 55% de fraturas envolvendo o remanescente dental; entretanto, não foram cimentadas coroas totais.

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.

Entretanto, torna-se difícil a comparação dos diversos estudos realizados devido à falta de padronização da metodologia, 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.

A utilização de carga estática, 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.

No presente estudo, a presença da virola não proporcionou um aumento da resistência à fratura, independente do tipo de retenção utilizada, fato este que pode ser explicado pela utilização de coroas totais em resina composta laboratorial, 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 utilizando-se de 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 uma 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-se as limitações desse estudo, com base na análise dos resultados obtidos é possível concluir que:

1 – A altura do remanescente dental e o tipo de retenção intra-radicular têm influência na resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais confeccionadas em resina composta laboratorial;

2 – Na ausência de remanescente coronário o grupo com a retenção intra-radicular confeccionada apenas por resina composta, apresentou os melhores resultados de resistência à fratura, enquanto o grupo restaurado com núcleo metálico apresentou os piores resultados;

3 – Na presença de um milímetro de remanescente coronário o grupo restaurado com pino metálico pré-fabricado apresentou os melhores resultados de resistência à fratura, enquanto o grupo restaurado com fibra de carbono apresentou os piores resultados;

4 – Na presença de dois milímetros não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência à fratura para os grupos estudados;

5 – Para os grupos restaurados com fibra de vidro, fibra de carbono e núcleo metálico fundido, a altura de remanescente não teve influência nos resultados de resistência à fratura;

6 – Para os grupos restaurados com pino metálico pré-fabricado a presença de um milímetro de remanescente coronário proporcionou os melhores resultados de resistência à fratura, enquanto a presença de dois milímetros proporcionou os piores resultados;

7 – Para os grupos com a retenção intra-radicular confeccionada apenas por resina composta a ausência de remanescente coronário proporcionou os melhores resultados de resistência à fratura, enquanto a presença de um milímetro proporcionou os piores resultados.

8 – Houve predominância de fraturas oblíquas no terço médio das raízes, seguido pelas fraturas oblíquas no terço cervical independente do tipo de retenção utilizada.

9 – 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.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

Assif D, Bleicher, S. Retention of serrated endodontic posts with a composite luting agent: effect of cement thickness. *J Prosthet Dent.* 1986; 56:689-691.

Assif D, Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent.* 1982; 48:292-296.

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

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.

Bem-Amar A, Gontar G, Fitzig S, Urstein M, Liberman R. Retention of prefabricated posts with dental adhesive and composite. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:431-437.

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

Burgess JO, Xu X. Pinos Intracanaís. *The Dental Advisor*. 1999; 6:2-6.

Burke FJT *et al*. Fracture resistance of five pin-retained core build-up materials on teeth with and without extracoronal preparation. *Oper Dent*. 2000; 25:388-394.

Cantatore G. The Endodontic post: ideal requirements and clinical reality. In: ***Adesion and Reconstructions in Modern Dentistry***. 3nd International Symposium. S. Margherita Ligure, Italy. p.26-27. March; 1999.

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; 127:1522-1528.

Cohen BI *et al.* 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. *et al.* Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. **J Oral Rehabil.** 2000; 27:83-92.

Cohen BI, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive properties of two hollow-tube post systems to those of a solid post design. **J Prosthet Dent.** 1993; 70:234-238.

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

Dean JP, Jeansonne 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. *Bras Pesqui Odontol.* São Paulo, v.16, suplemento, p.150, 2002.

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.

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

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.

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 teeth. ***J Prosthet Dent.*** 1992; 67:458-467.

Guzy GE, Nicholls JL. *In vitro* comparison of intact endodontically treated teeth without endo-post reinforcement. ***J Prosthet Dent.*** 1979; 42:39-44.

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.

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

Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. ***J Amer Dent Ass.*** 1976; 93:597-605.

Kahn FH. Selecting a post system. ***J Amer Dent Ass.*** 1991; 122:70-71.

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

Kern M *et al.* Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in artificial oral endodontic. ***J Dent.*** 1993; 21:117-121.

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 *et al.* 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; 83:540-547.

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

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

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

Manning KE *et al.* Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basic concepts. ***J Canad Dent Ass.*** 1995; 61(8):696-706.

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 morfolologicamente 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.

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

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

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].

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.

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.

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.

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.

Paulillo LAM. ***Resistência à fratura de raízes bovinas restaurados com retenções intra-radiculares 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.

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.

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

Queiroz VS. *et al.* Resistência à fratura de núcleos de preenchimento de resina associados ou não a pinos intra-radiculares construídos sobre diferentes substratos.
Anais JOP. Piracicaba; 2002.

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 *et al.* Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. ***Oper Dent.*** 1995; 20(6):230-235.

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.

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 intrarradicular restoration of structurally compromised roots. ***Quint Int.*** 1996; 27:483-491.

Scharnagl P. ***Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger***

Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücken. 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.

Secco AS *et al.* 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.

Silvers JE, Johnson WT. Restoration on endodontically treated theet. ***Dent Clin N Am.*** 1992; 36:631-650.

Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. ***J Prosthet Dent.*** 1964; 14:372-381.

Sindel J. et al. Crack formation of all-ceramic corwrs dependent on different core build-up and luting materials. ***J Dent.*** 1999; 27:175-181.

Soares CJ. ***Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais.*** [dissertação].

Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.

Soares CJ *et al.* 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].

Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated theet. ***J Prosthet Dent.*** 1990; 64:419-424.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated theet. ***J Prosthet Dent.*** 1990; 63:529-536.

Stampalia LL *et al.* Fracture resistance of teeth with resin bonded restorations. ***J Prosthet Dent.*** 1986; 55:694-698.

Standlee JP, Caputo AA. Effect of surface design on retention of dowels cemented with a resin. ***J Prosthet Dent.*** 1993; 70:403-405.

Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. ***J Prosthet Dent.*** 1978; 39:401-405.

Tidmarsh BG. Restoration of endodontically treated posterior teeth. ***J Endod.*** 1976; 2:274-275.

Terry DA, Tiolo PT Jr, Swift E J Jr. Fabrication of direct fiber-reinforced posts: a structural design concept. ***J Esthet Restor Dent.*** 2001; 13:228-240.

Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts: mechanical and cytotoxic properties. ***Eur J Oral Sci.*** 1996; 104:605-611.

Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture – a comparison of endodontic and restorative treatments. ***J Endod.*** 1978; 4:341-345.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. ***Endod Dent Traumatol.*** 1985; 1:108-111.

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.

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; 89:368-373.

OBRAS CONSULTADAS

- Albuquerque RC. Pinos intra-radiculares 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.
- Ceccotti EM, Souza DD. ***Teses e Dissertações – Manual de Normalização da UNICAMP/FOP***. Piracicaba. 2003.
- Conceição EN. ***Dentística – Saúde e Estética***. São Paulo: Artes Médicas; 2000. 346p.
- Galvão Filho S. ***Dicionário Odonto-Médico Inglês-Português***. 4. ed. São Paulo: Santos; 2003. 976 p.
- Mazur I. ***Odontologia com Fibra: Atlas de Compósitos Reforçados –*** Rio de Janeiro: 2003. p. 83-100.

- Moyers RE. ***Ortodontia***. Guanabara Koogan, 4^a 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	8,22	7,48	5,76	7,12	5,98	4,69
2	7,66	6,94	5,72	6,95	5,95	4,89
3	7,52	6,94	5,07	6,79	5,57	4,52
4	7,50	6,63	4,85	6,96	5,98	4,88
5	7,71	7,30	5,66	6,72	5,33	4,38
6	7,67	6,93	5,47	6,59	5,34	4,26
7	8,36	7,51	5,48	7,17	6,01	4,96
8	7,96	7,29	5,91	7,15	6,10	4,98
9	8,22	7,38	5,55	7,13	5,87	4,37
10	8,17	7,46	5,72	7,06	6,12	4,79
11	8,19	7,48	5,92	6,92	6,08	4,98
12	7,51	6,98	5,88	7,11	6,12	4,73
13	7,92	6,88	5,32	6,90	5,68	4,31
14	7,62	6,82	5,27	7,17	6,06	4,52
15	7,93	6,97	5,49	7,09	5,70	4,43
16	7,55	6,61	5,39	6,83	5,61	4,67
17	8,27	7,51	5,76	6,76	5,94	4,97
18	8,22	7,33	5,14	7,14	6,03	4,54
19	7,51	6,67	5,14	6,63	5,79	4,24
20	7,50	6,87	5,32	6,90	5,84	4,24
21	8,19	7,55	5,88	7,13	5,95	4,34
22	8,24	7,49	5,66	7,19	6,06	4,31
23	7,88	6,93	5,50	6,84	5,58	4,23
24	8,30	7,54	5,73	7,24	6,02	4,31
25	8,05	7,07	4,54	7,22	5,74	4,25
26	8,27	7,31	5,60	7,08	6,64	4,24
27	8,20	7,51	5,66	7,10	6,04	4,70
28	7,50	6,61	5,10	6,86	5,67	4,24
29	7,90	6,59	4,72	7,07	6,02	4,42
30	7,33	6,60	5,29	7,18	5,93	4,42
31	8,24	7,35	5,68	6,98	5,69	4,22
32	8,13	6,91	4,86	7,11	5,94	4,28
33	7,82	7,26	5,32	7,02	5,96	4,36
34	8,20	7,56	5,28	7,14	6,09	4,89
35	8,08	7,13	5,58	6,98	5,88	4,81
36	7,64	6,63	4,69	7,10	5,69	4,30
37	8,25	7,50	5,60	7,15	6,02	4,59
38	7,89	6,94	5,18	7,17	5,74	4,28

39	7,48	6,89	5,59	7,12	5,60	4,22
40	8,27	7,39	5,76	6,98	5,97	4,81
41	8,23	7,26	5,75	6,98	5,93	4,73
42	7,48	6,65	4,96	6,97	5,64	4,23
43	8,32	7,49	5,57	7,08	6,01	4,27
44	7,32	6,64	4,97	6,97	5,61	4,26
45	7,60	6,61	4,90	6,92	6,02	4,31
46	7,96	6,99	5,41	6,90	5,69	4,30
47	7,41	6,66	4,95	6,85	5,68	4,21
48	7,93	7,00	5,61	6,96	6,09	4,35
49	7,94	7,34	5,13	6,89	6,01	4,37
50	8,30	7,48	5,54	7,11	5,87	4,26
51	7,73	7,21	5,58	6,97	5,94	4,68
52	8,07	7,43	5,60	6,97	6,03	4,61
53	8,29	7,55	5,56	7,12	6,07	4,56
54	7,93	6,97	4,97	6,93	5,69	4,29
55	8,09	7,31	5,55	6,98	5,81	4,45
56	7,99	6,94	5,49	7,08	6,02	4,26
57	7,39	6,63	5,10	7,15	6,04	4,96
58	7,79	7,17	5,29	6,85	5,69	4,35
59	7,77	6,95	5,01	7,02	5,86	4,74
60	7,84	7,40	5,2	7,01	5,95	4,37
61	8,10	7,01	5,1	6,98	6,08	4,98
62	8,06	7,32	5,34	7,06	5,80	4,82
63	8,10	7,08	5,37	7,08	6,14	4,95
64	8,15	7,07	5,15	7,06	5,63	4,33
65	7,38	6,81	5,28	6,93	5,62	4,21
66	7,66	6,88	5,01	6,82	5,67	4,27
67	8,24	7,46	5,46	7,07	6,07	4,26
68	7,77	6,71	5,20	6,89	5,87	4,49
69	7,82	6,84	5,26	6,96	6,08	4,23
70	7,43	6,60	4,94	6,85	5,62	4,26
71	7,33	6,62	5,51	6,90	5,64	4,38
72	7,83	6,94	5,5	6,86	5,71	4,49
73	8,19	7,50	5,66	6,84	5,97	4,45
74	7,93	6,74	5,18	6,92	5,71	4,24
75	7,69	7,12	5,65	6,86	5,69	4,31
76	8,17	7,45	5,23	7,07	5,88	4,21
77	7,86	6,84	5,61	6,78	5,80	4,26
78	7,39	6,63	5,25	6,78	5,52	4,20
79	8,01	7,18	5,68	6,92	5,73	4,65
80	7,94	6,93	5,70	6,81	5,69	4,21
81	7,47	6,87	5,03	6,79	5,62	4,35
82	7,45	6,69	5,01	6,80	5,68	4,27

83	8,07	7,43	5,55	6,95	5,80	4,27
84	7,67	6,65	5,13	6,83	6,01	4,64
85	8,09	7,43	5,66	6,98	5,80	4,22
86	7,40	6,90	5,07	6,81	5,87	4,22
87	8,07	7,27	5,69	7,10	5,92	4,28
88	7,95	6,63	5,67	7,06	6,06	4,79
89	8,25	7,31	5,39	7,11	6,01	4,68
90	8,08	7,28	5,99	6,95	5,74	4,38
91	8,14	7,37	5,47	7,13	5,86	4,43
92	7,60	6,90	5,25	7,01	6,08	4,85
93	7,92	6,89	5,48	6,85	5,77	4,24
94	8,03	7,35	5,37	7,07	5,88	4,27
95	7,36	6,88	5,68	6,72	5,71	4,27
96	7,92	6,98	5,80	6,98	6,09	4,31
97	7,81	7,17	5,23	6,86	5,64	4,43
98	7,74	7,04	5,23	6,87	5,64	4,54
99	7,77	6,96	5,43	6,83	5,62	4,22
100	7,62	7,35	5,65	6,82	5,98	4,99
101	8,01	7,42	5,35	7,02	5,84	4,24
102	7,81	7,37	5,64	6,90	5,86	4,21
103	7,71	6,98	5,24	6,88	5,97	4,57
104	8,12	7,52	5,54	7,05	6,09	4,80
105	7,77	6,82	5,55	6,96	6,04	4,62
106	8,22	7,74	5,77	7,01	6,04	4,29
107	7,32	7,03	5,17	6,81	5,87	4,24
108	8,11	7,57	5,48	7,09	5,74	4,20
109	7,61	7,13	5,52	6,91	5,82	4,62
110	8,07	7,68	5,66	7,07	5,65	4,22
111	7,78	7,29	5,74	6,91	5,7	4,37
112	8,16	7,55	5,79	7,09	6,00	4,49
113	7,56	6,63	5,55	6,98	6,01	4,59
114	7,84	6,90	5,40	6,83	5,78	4,46
115	8,18	7,58	5,60	7,12	5,97	4,68
116	8,04	7,49	5,68	7,11	5,67	4,58
117	7,53	6,60	5,04	6,81	5,74	4,26
118	7,62	7,26	5,62	6,97	5,76	4,44
119	7,47	7,07	5,48	6,85	6,03	4,20
120	7,85	7,17	5,39	6,90	5,68	4,21
121	8,07	7,37	5,78	7,01	5,67	4,71
122	8,02	7,43	5,36	7,03	5,91	4,29
123	8,23	7,68	5,39	7,08	5,79	4,81
124	7,49	7,26	5,44	6,97	5,63	4,40
125	8,20	7,67	5,79	7,17	5,90	4,36
126	7,90	7,25	5,29	6,96	6,01	4,29

127	7,64	6,92	5,58	6,88	5,81	4,21
128	7,41	6,49	5,11	6,68	5,68	4,22
129	8,22	7,57	5,61	7,08	5,84	4,50
130	7,39	6,85	5,67	6,84	5,76	4,37
131	7,29	6,87	5,17	6,92	5,96	4,41
132	7,57	6,96	5,21	6,98	5,79	4,62
133	7,69	6,93	5,65	6,80	5,68	4,4
134	8,07	7,17	5,63	7,01	5,61	4,27
135	7,50	6,92	5,20	6,82	5,69	4,21
136	7,45	6,61	5,17	6,82	5,73	4,24
137	7,66	6,67	5,34	6,92	5,78	4,30
138	7,51	6,77	5,19	6,98	5,85	4,46
139	7,92	7,27	5,65	6,90	5,89	4,67
140	8,03	7,46	5,57	7,06	5,67	4,23
141	8,20	7,45	5,59	7,18	6,08	4,53
142	7,37	6,62	5,53	6,80	5,68	4,32
143	8,22	7,53	5,45	7,13	5,61	4,29
144	7,96	7,48	5,36	6,86	5,83	4,20
145	8,18	7,44	5,60	7,09	6,02	4,41
146	7,48	6,77	5,16	6,80	5,89	4,31
147	7,54	6,95	5,46	6,88	5,90	4,22
148	7,53	6,96	5,21	6,86	5,80	4,20
149	8,12	7,26	5,50	7,07	6,01	4,41
150	7,87	6,98	5,39	6,96	5,85	4,79
Médias	7,856133	7,105733	5,415333	6,9682	5,8484	4,36
DesV Pad.	0,29836	0,321968	0,275644	0,130189	0,181988	0,228675
Variância	0,089019	0,103664	0,075979	0,016949	0,03312	0,052292
Mediana	7,9	7,07	5,47	6,97	5,855	4,36

Legenda:

MD – méso-distal.

VL – vestibulo-lingual.

ANEXO 2

Quadro 4

Aleatorização da distribuição das amostras nos grupos.

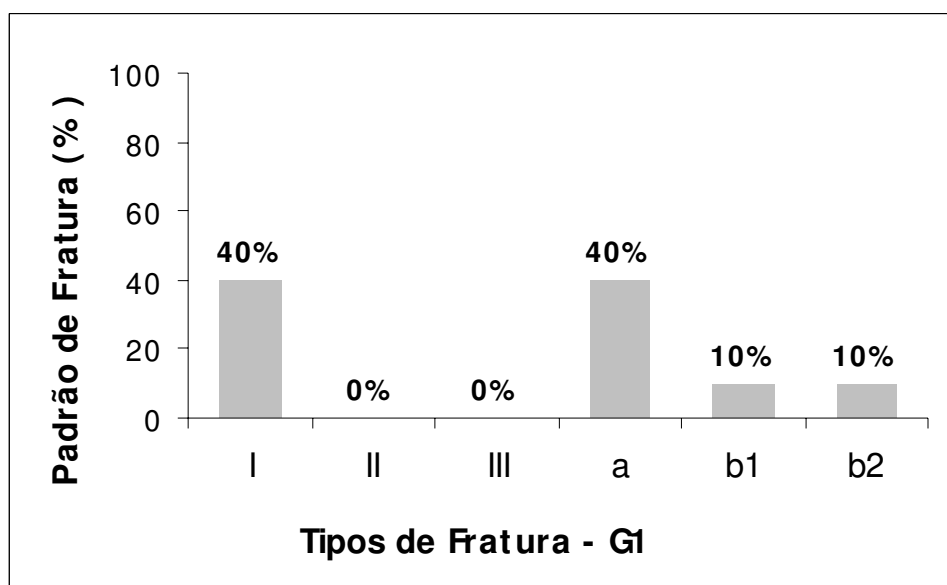
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5
144	111	133	35	115
141	95	123	140	126
20	85	29	8	55
101	31	107	74	51
52	79	14	61	16
67	22	146	132	90
93	41	125	148	138
127	13	1	97	47
83	7	36	26	87
128	113	135	17	103
Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8	Grupo 9	Grupo 10
3	117	56	72	34
98	145	150	6	69
130	78	66	60	149
12	139	112	49	80
81	4	136	119	110
65	43	84	63	100
46	24	89	33	40
58	105	38	32	64
102	27	48	121	144
124	18	147	21	91
Grupo 11	Grupo 12	Grupo 13	Grupo 14	Grupo 15
57	62	9	99	44
70	86	5	120	23
28	25	45	15	68
54	134	129	59	108
42	142	10	106	19
39	71	137	50	143
77	37	53	2	73
94	109	75	116	30
122	88	118	131	76
92	11	96	82	104

ANEXO 3

Quadro 5

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

GRUPO 1 - fibra de vidro / 0 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (144)	68,3	a
02 (141)	66,28	I
03 (20)	52,04	I
04 (101)	83,73	a
05 (52)	74,93	a
06 (67)	70,34	b2
07 (93)	68,49	b1
08 (127)	72,3	a
09 (83)	82,28	I
10 (128)	86,52	I
Média	72,52	_____
Desvio Padrão	10,11	_____

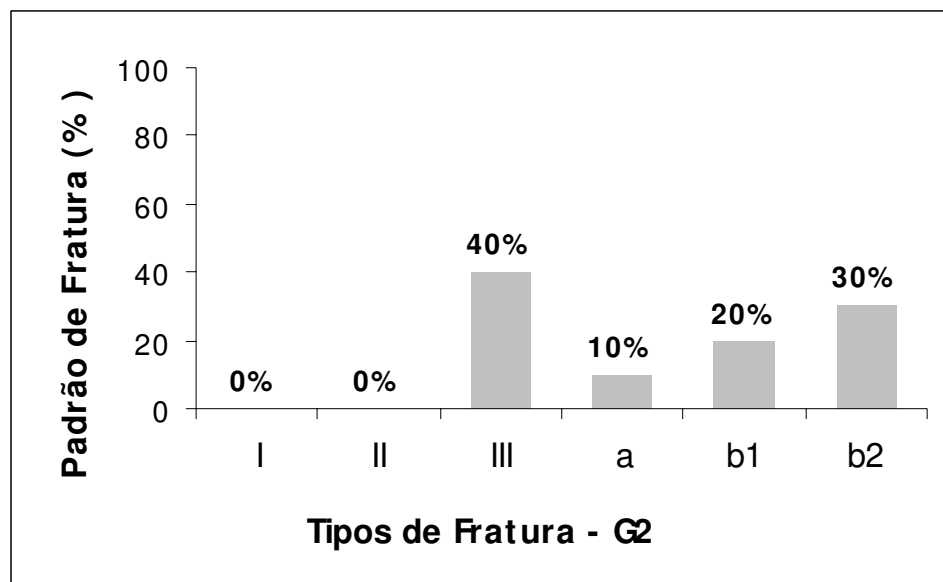


ANEXO 4

Quadro 6

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

GRUPO 2 - fibra de vidro / 1 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (111)	63,16	III
02 (95)	107,52	b1
03 (85)	46,64	b2
04 (31)	63,04	III
05 (79)	97,64	b2
06 (22)	75,86	III
07 (41)	75,55	a
08 (13)	57,97	III
09 (07)	84,77	b1
10 (113)	54,01	b2
Média	72,65	_____
Desvio Padrão	19,47	_____

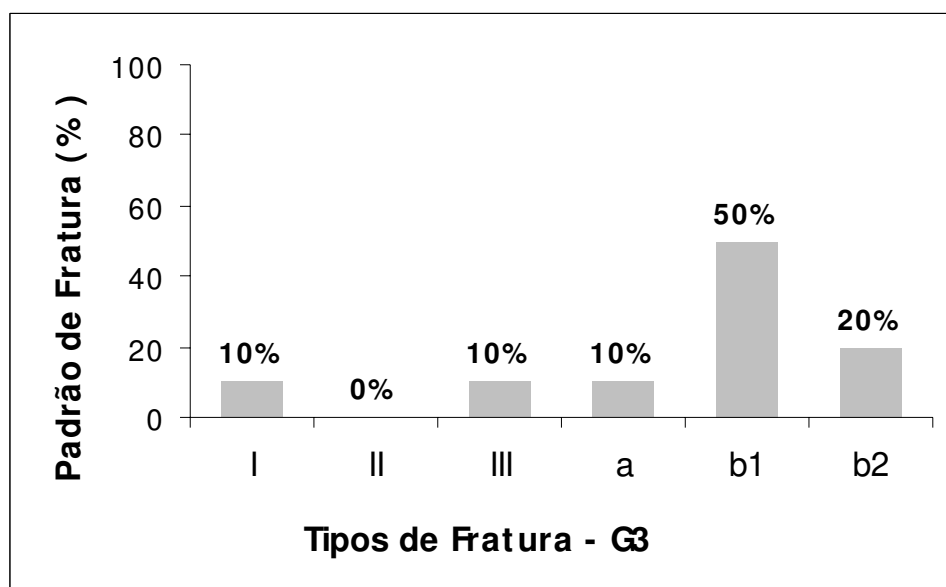


ANEXO 5

Quadro 7

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

GRUPO 3 - fibra de vidro / 2 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (115)	62,19	III
02 (126)	102,87	b2
03 (55)	96	b1
04 (51)	90,79	I
05 (16)	78,66	b1
06 (90)	64,89	a
07 (138)	59,91	b1
08 (47)	77,57	b1
09 (87)	73,30	b1
10 (103)	68,59	b2
Média	77,48	_____
Desvio Padrão	14,77	_____

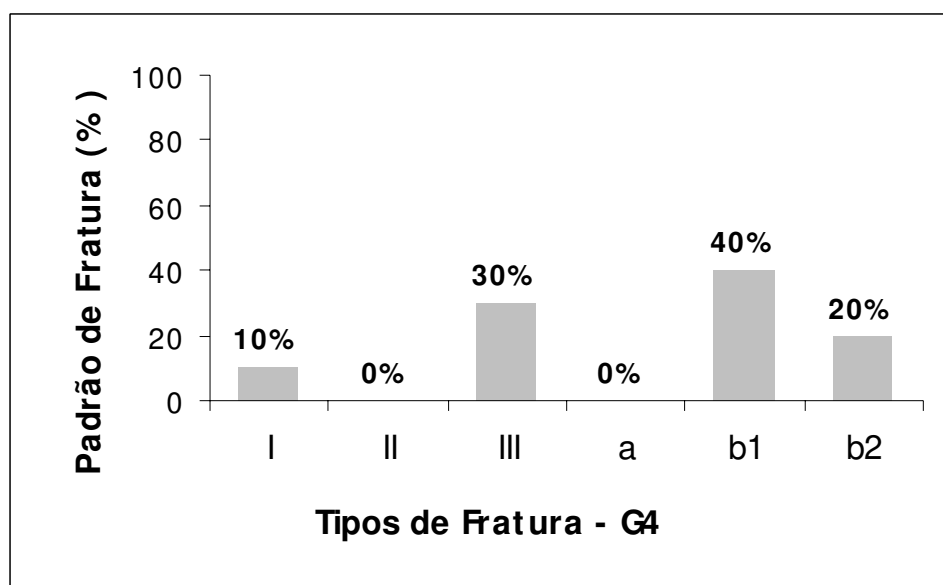


ANEXO 6

Quadro 8

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

GRUPO 4 - pré-fabricado metálico / 0 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (35)	57,42	III
02 (140)	67,63	b1
03 (08)	57,49	I
04 (74)	65,17	III
05 (01)	57,25	b1
06 (132)	74,11	III
07 (148)	83,33	b1
08 (97)	76,48	b2
09 (26)	104,87	b1
10 (17)	63,13	b2
Média	70,69	_____
Desvio Padrão	14,91	_____

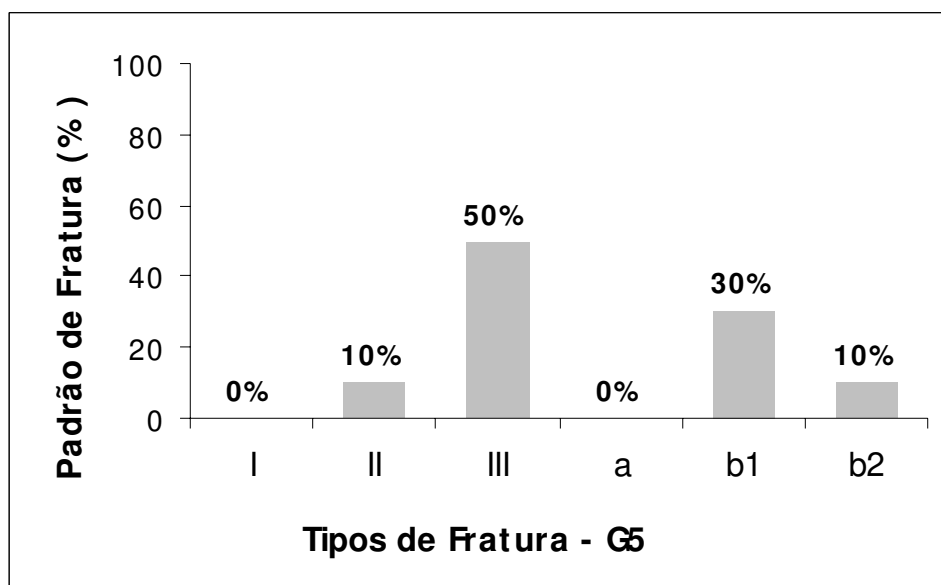


ANEXO 7

Quadro 9

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

GRUPO 5 - pré-fabricado metálico / 1 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (115)	95,13	III
02 (126)	96	III
03 (55)	106,41	II
04 (51)	64,79	III
05 (16)	86,79	b1
06 (90)	53,99	III
07 (138)	84,29	b2
08 (47)	67,50	b1
09 (87)	100,63	b1
10 (103)	94,23	III
Média	84,98	_____
Desvio Padrão	17,29	_____

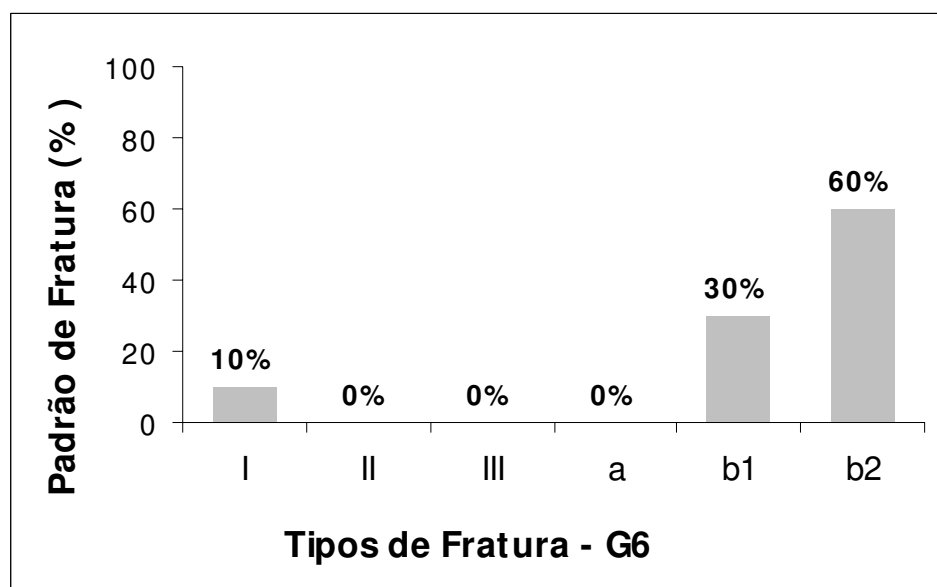


ANEXO 8

Quadro 10

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

GRUPO 6 - pré-fabricado metálico / 2 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (03)	80,57	b2
02 (98)	107,23	b2
03 (130)	68,57	b1
04 (12)	45,62	I
05 (81)	81,02	b2
06 (65)	47,51	b2
07 (46)	42,82	b2
08 (58)	57,70	b1
09 (102)	61,61	b2
10 (124)	59,58	b1
Média	65,22	_____
Desvio Padrão	19,89	_____

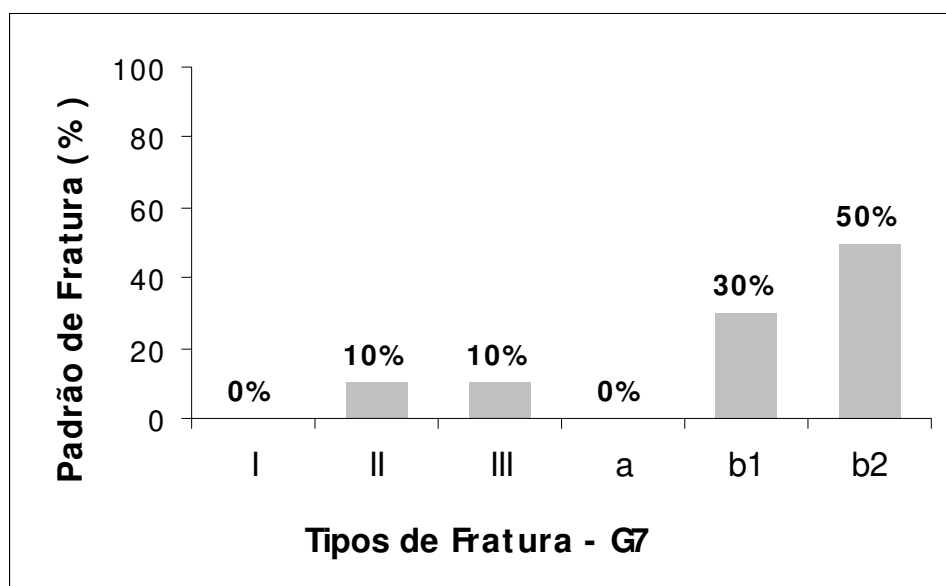


ANEXO 9

Quadro 11

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

GRUPO 7 - fibra de carbono / 0 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (117)	82,14	II
02 (145)	68,77	b1
03 (78)	80,05	III
04 (139)	74,96	b2
05 (04)	63,80	b1
06 (43)	88,87	b2
07 (24)	88,56	b2
08 (105)	84,81	b2
09 (27)	61,87	b2
10 (18)	68,47	b1
Média	76,23	_____
Desvio Padrão	10,07	_____

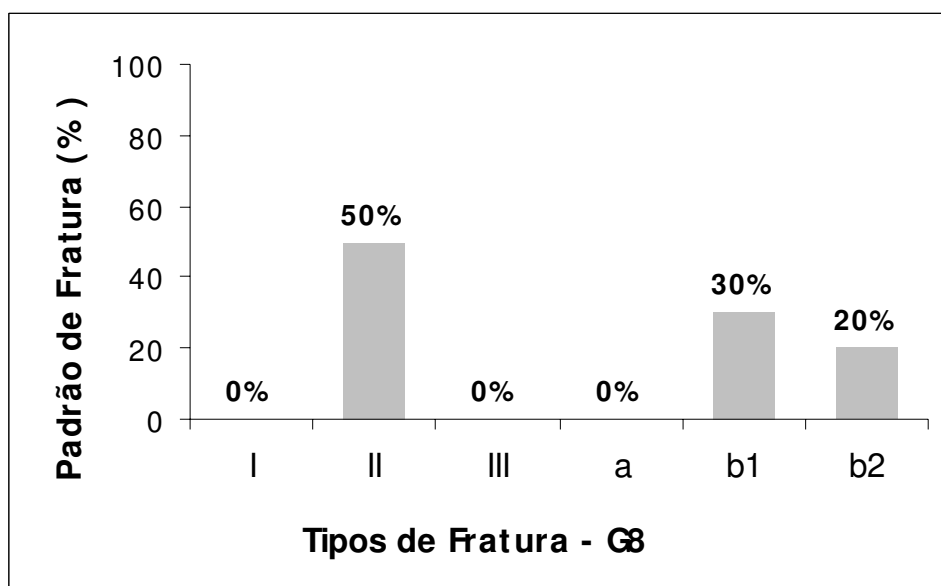


ANEXO 10

Quadro 12

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

GRUPO 8 - fibra de carbono / 1 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (56)	61,33	b2
02 (150)	50,93	b1
03 (66)	67,26	b1
04 (112)	60,71	II
05 (136)	64,14	II
06 (84)	60,65	b1
07 (89)	88,23	b2
08 (38)	76,17	II
09 (48)	42,85	II
10 (147)	49,93	II
Média	62,52	_____
Desvio Padrão	13,24	_____

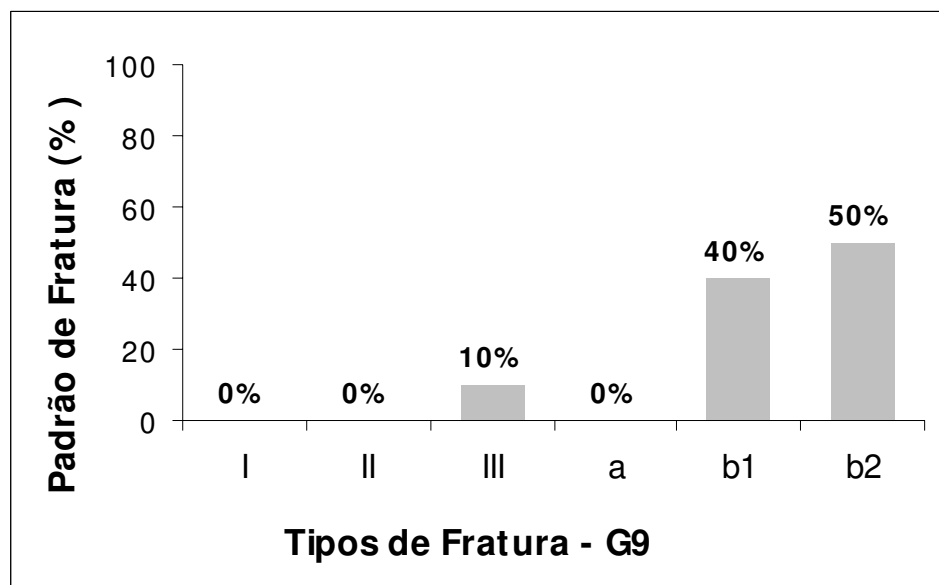


ANEXO 11

Quadro 13

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

GRUPO 9 - fibra de carbono / 2 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (72)	119,99	b2
02 (06)	75,88	III
03 (60)	81,24	b2
04 (49)	79,80	b2
05 (119)	57,14	b1
06 (63)	79,17	b2
07 (33)	70,38	b1
08 (32)	66,76	b1
09 (121)	64,54	b2
10 (21)	64,18	b1
Média	75,91	_____
Desvio Padrão	17,42	_____

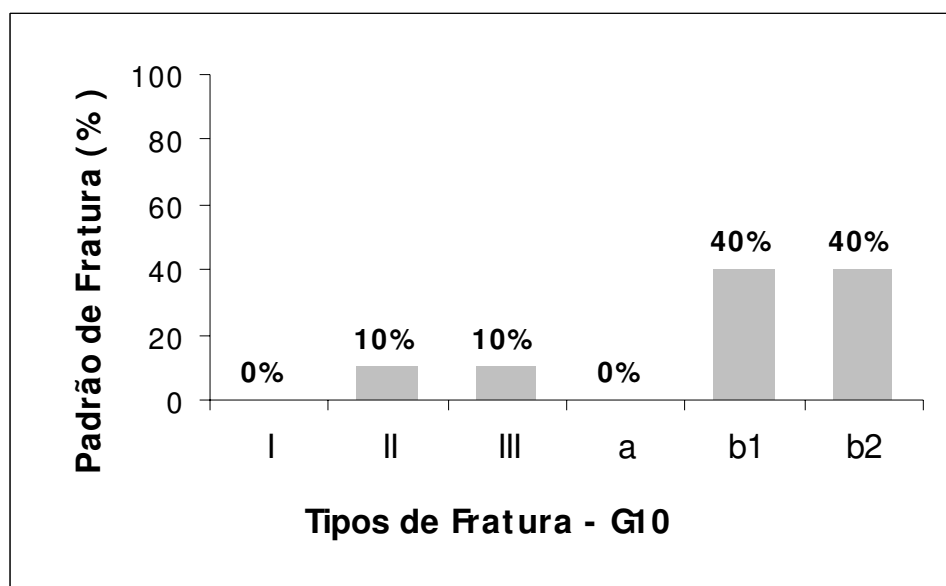


ANEXO 12

Quadro 14

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

GRUPO 10 - núcleo metálico fundido / 0 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (34)	61,07	b1
02 (69)	73,85	b2
03 (149)	49,44	III
04 (80)	78,63	b1
05 (110)	63,32	II
06 (100)	64,70	b2
07 (40)	95,12	b2
08 (64)	51,88	b1
09 (144)	56,17	b1
10 (91)	96,48	b2
Média	69,07	_____
Desvio Padrão	16,70	_____

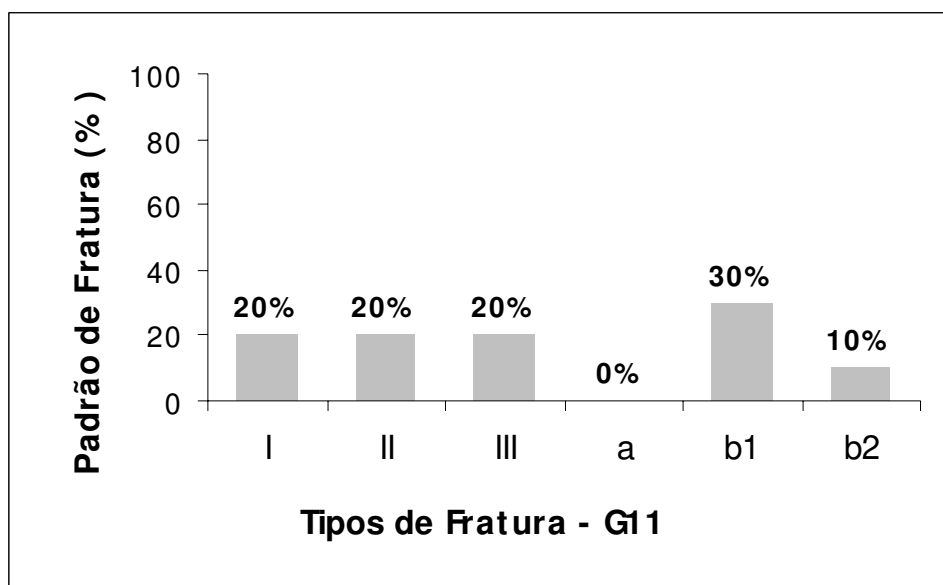


ANEXO 13

Quadro 15

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

GRUPO 11 - núcleo metálico fundido / 1 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (57)	57,73	I
02 (70)	80,93	III
03 (28)	40,98	II
04 (54)	100,48	III
05 (42)	67,18	b1
06 (39)	84,55	b2
07 (77)	65,52	I
08 (94)	60,22	II
09 (122)	63,06	b1
10 (92)	81,59	b1
Média	70,22	_____
Desvio Padrão	16,86	_____

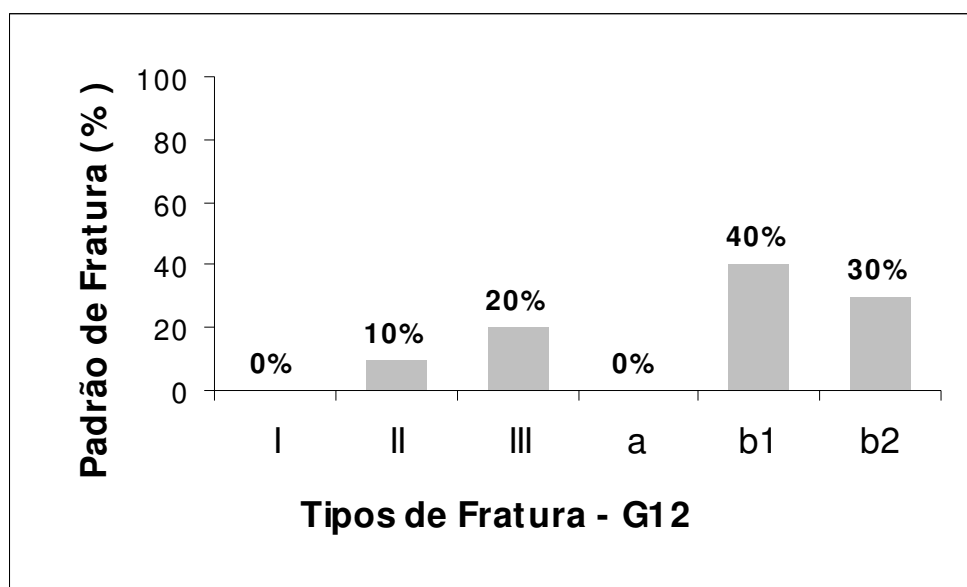


ANEXO 14

Quadro 16

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

GRUPO 12 - núcleo metálico fundido / 2 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (62)	81,66	III
02 (86)	84,03	III
03 (25)	66,99	II
04 (134)	48,56	b1
05 (142)	68,37	b1
06 (71)	103,96	b2
07 (37)	79,55	b2
08 (109)	82,66	b2
09 (88)	57,14	b1
10 (11)	79,84	b1
Média	75,28	_____
Desvio Padrão	15,61	_____

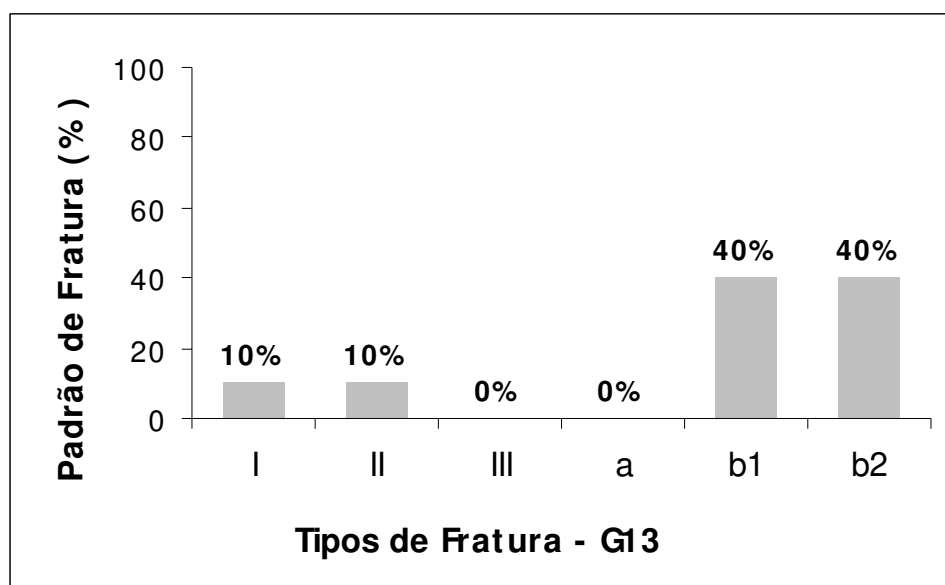


ANEXO 15

Quadro 17

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

GRUPO 13 – resina composta / 0 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (09)	64,98	b1
02 (05)	103,64	b2
03 (45)	79,08	b2
04 (129)	98,21	II
05 (10)	68,30	b1
06 (137)	76,71	b2
07 (53)	69,89	I
08 (75)	132,76	b1
09 (118)	87,07	b2
10 (96)	124,79	b1
Média	90,54	_____
Desvio Padrão	23,80	_____

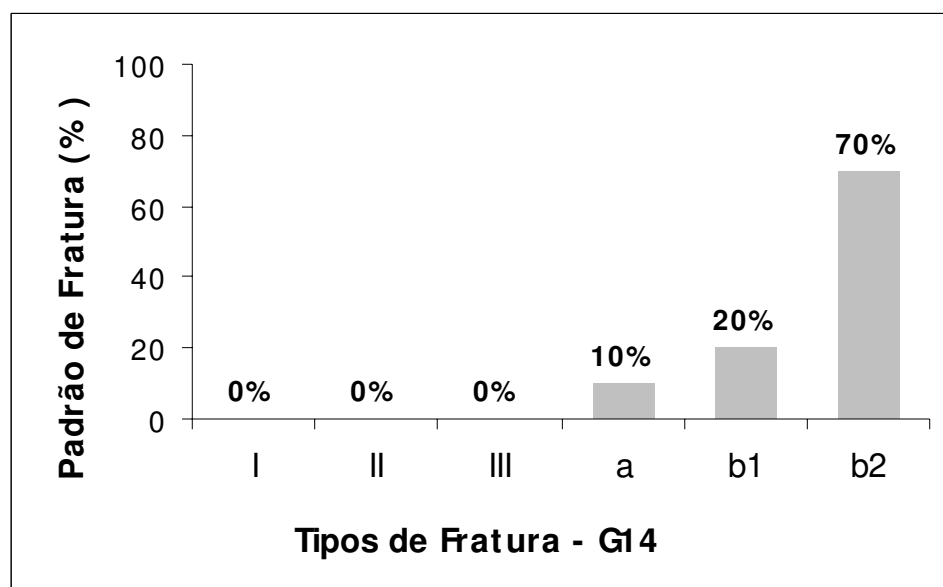


ANEXO 16

Quadro 18

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

GRUPO 14 – resina composta / 1 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (99)	63,54	b1
02 (120)	77,30	b1
03 (15)	68,72	b2
04 (59)	56,68	a
05 (106)	59,83	b2
06 (50)	112,66	b2
07 (02)	61,31	b2
08 (116)	72,63	b2
09 (131)	43,35	b2
10 (82)	45,67	b2
Média	66,17	_____
Desvio Padrão	19,54	_____

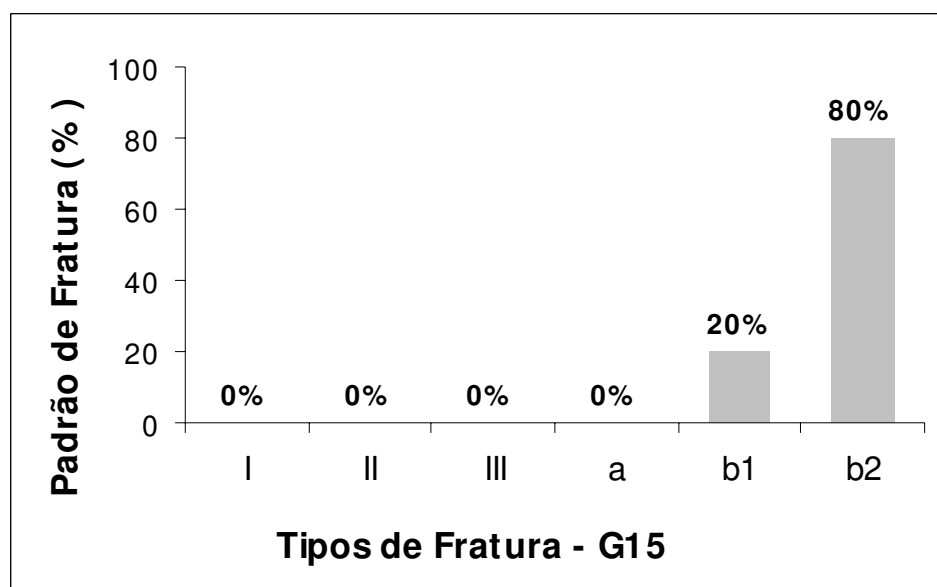


ANEXO 17

Quadro 19

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

GRUPO 15 – resina composta / 2 mm		
Amostras	Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
01 (44)	90,81	b2
02 (23)	49,98	b2
03 (68)	60,58	b2
04 (108)	101,43	b2
05 (19)	76,29	b2
06 (143)	92,54	b2
07 (73)	92,45	b1
08 (30)	82,45	b2
09 (76)	93,44	b1
10 (104)	88,06	b2
Média	82,70	_____
Desvio Padrão	16,40	_____



ANEXO 18

Análise Estatística

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *
 * ANALISE DA VARIABEL MPA - ARQUIVO: CRIS *

CODIGO DO PROJETO: CRISTINA

RESPONSAVEL: CAIO SOEIRO

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: TESE CRISTINA

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

 FATOR NOME

 A PINO
 B ALTURA

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PINO	4	1384.5669301	346.1417325	1.2303	0.30029
ALTURA	2	613.0314972	306.5157486	1.0895	0.33998
PIN*ALT	8	6165.3217214	770.6652152	2.7393	0.00801
RESIDUO	135	37980.9538337	281.3403988		
TOTAL	149	46143.8739824			

MEDIA GERAL = 74.115334

COEFICIENTE DE VARIACAO = 22.631 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PINO
DENTRO DE 0 DO FATOR ALTURA

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	RESINA	10	90.510004	90.510004	a	A
2	3	FIBRA C	10	76.189996	76.189996	ab	A
3	1	FIBRA V	10	72.500000	72.500000	ab	A
4	2	METAL	10	70.659998	70.659998	ab	A
5	4	NMF	10	69.039996	69.039996	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PINO
DENTRO DE 1 DO FATOR ALTURA

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	METAL	10	84.940002	84.940002	a	A
2	1	FIBRA V	10	72.600006	72.600006	ab	A
3	4	NMF	10	70.189996	70.189996	ab	A
4	5	RESINA	10	66.139996	66.139996	ab	A
5	3	FIBRA C	10	62.479999	62.479999	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PINO
DENTRO DE 2 DO FATOR ALTURA

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	RESINA	10	82.720007	82.720007	a	A
2	1	FIBRA V	10	77.459998	77.459998	a	A
3	3	FIBRA C	10	75.869995	75.869995	a	A
4	4	NMF	10	75.229999	75.229999	a	A
5	2	METAL	10	65.199994	65.199994	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL
DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 20.74454 - D.M.S. 1% = 24.89504

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	0	50	75.779999	75.779999	a	A
2	3	2	50	75.295999	75.295999	a	A
3	2	1	50	71.270000	71.270000	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 7.95243 - D.M.S. 1% = 9.93431

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA
DENTRO DE FIBRA V DO FATOR PINO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	2	10	77.459998	77.459998	a	A
2	2	1	10	72.600006	72.600006	a	A
3	1	0	10	72.500000	72.500000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA
DENTRO DE METAL DO FATOR PINO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	1	10	84.940002	84.940002	a	A
2	1	0	10	70.659998	70.659998	ab	A
3	3	2	10	65.199994	65.199994	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA
DENTRO DE CARBONO DO FATOR PINO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	0	10	76.189996	76.189996	a	A
2	3	2	10	75.869995	75.869995	a	A
3	2	1	10	62.479999	62.479999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA
DENTRO DE NMF DO FATOR PINO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	2	10	75.229999	75.229999	a	A
2	2	1	10	70.189996	70.189996	a	A
3	1	0	10	69.039996	69.039996	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ALTURA
DENTRO DE RESINA DO FATOR PINO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	0	10	90.510004	90.510004	a	A
2	3	2	10	82.720007	82.720007	ab	AB
3	2	1	10	66.139996	66.139996	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL
DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 17.78217 - D.M.S. 1% = 22.21379