

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Grace Mendonça Dias de Souza
CIRURGIÁ-DENTISTA

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES BOVINAS
RESTAURADAS COM PINO DE FIBRA DE VIDRO,
NÚCLEOS ESTÉTICOS E COROA LIVRE DE METAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para a obtenção do grau de Mestre em
Clínica Odontológica – Área de
Dentística

PIRACICABA
2003

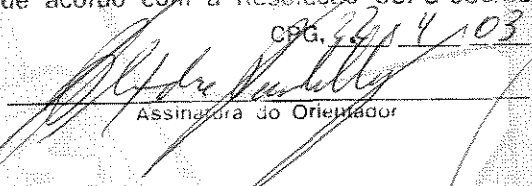
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Grace Mendonça Dias de Souza
CIRURGIÁ-DENTISTA

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES BOVINAS
RESTAURADAS COM PINO DE FIBRA DE VIDRO,
NÚCLEOS ESTÉTICOS E COROA LIVRE DE METAL**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG. 324/03


Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para a obtenção do grau de Mestre em
Clínica Odontológica - Área de
Dentística

Orientador:

Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

Co-Orientador:

Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Regina Célia Santos Pinto Silva
Profa. Dra. Gisele Damiana da Silveira Pereira
Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

PIRACICABA
2003

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP
	So 89r
V	EX
TOMBO BC/	54167
PROC.	124103
C ☐	D ☒
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	05/06/03
Nº CPD	

CMOD185474-5

BIB ID 293700

Ficha Catalográfica

So89r

Souza, Grace Mendonça Dias de.

Resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com pino de fibra de vidro, núcleos estéticos e coroa livre de metal. / Grace Mendonça Dias de Souza. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.
xvi, 89f. : il.

Orientadores : Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. 2. Cimentos dentários. 3. Ionômeros. 4. Restaurações (Odontologia). 5. Dentística. I. Paulillo, Luís Alexandre Maffei Sartini. II. Martins, Luís Roberto Marcondes. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 20 de Fevereiro de 2003, considerou a candidata GRACE MENDONÇA DIAS DE SOUZA aprovada.

1. Prof. Dr. LUIS ALEXANDRE MAFFEI SARTINI PAULILLO

A handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line, corresponding to the name Luis Alexandre Maffei Sartini Paulillo.

2. Profa. Dra. REGINA CÉLIA SANTOS PINTO SILVA

A handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line, corresponding to the name Regina Célia Santos Pinto Silva.

3. Profa. Dra. GISELE DAMIANA DA SILVEIRA PEREIRA

A handwritten signature in dark ink, written over a horizontal line, corresponding to the name Gisele Damiana da Silveira Pereira.

A DEUS...

por tudo!

“Do meu telescópio, eu via Deus caminhar! A maravilhosa disposição e harmonia do universo só pode ter tido origem segundo o plano de um Ser que tudo sabe e tudo pode. Isto fica sendo a minha última e mais elevada descoberta.”

Isaac Newton

À MINHA MÃE, MARIA DULCE...

*Mãe, diante de tudo o que você fez e faz por mim, e diante do
amor e da segurança que você me transmite em todos os
momentos, dedicar esta dissertação seria muito pouco...
A você dedico cada um dos momentos felizes da minha vida,
e este é mais um deles.
Eu te amo.*

“Não somos amados por sermos bons. Somos bons por sermos amados.”

Desmond Tutu

AOS MEUS IRMÃOS, SHELDON E DAWIS...

Pelo sabor especial que a vida tem ao lado de vocês...

Pelas vibrações diárias de amor que vocês emanam...

*Pelos sorrisos e pelas lágrimas em cada uma das minhas
pequenas conquistas durante todos esses anos...*

E porque sem vocês nada disso teria a menor graça...

*Eu chego a pensar que este trabalho talvez seja mais de vocês do
que meu...*

“Existe alguma coisa melhor do que ter alguém com quem te atreves a falar como
contigo mesmo?”

Cícero

AGRADECIMENTOS

AO MEU PAI, PAULO CÉSAR...

*que à sua maneira, cedo ou tarde, me deixou a lição de que o
principal da vida é amar incondicionalmente, sem
julgamentos, esperando do próximo o que ele puder nos dar,
nada além disso...*

“Morrer é apenas não ser visto. Morrer é a curva da estrada.”

Fernando Pessoa

AO MEU ORIENTADOR, PROF. DR. LUIS ALEXANDRE M. S. PAULILLO,

*que, por sua intensa paixão pelo ensino e pela pesquisa e, acima
de tudo, por sua maneira honesta e equilibrada de agir, se
tornou não só um grande amigo, mas um exemplo pessoal e
profissional a ser seguido.*

Obrigada por tudo!!

Eu sou sua fã!!

“Acima de tudo, na vida, temos necessidade de alguém que nos obrigue a realizar aquilo de que somos capazes. É este o papel da amizade.”

Emerson

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu diretor, **Prof. Dr. Thales Rocha de Matos Filho**, e do **Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida**, diretor associado.

À **Profa. Dra. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes**, coordenadora do curso de pós-graduação em Clínica Odontológica.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, coordenador dos cursos de pós-graduação desta Instituição.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo** (FAPESP), pela concessão da bolsa de estudos que possibilitou a realização deste trabalho de pesquisa.

Ao sr. **Thales Ribeiro**, administrador do **Frigorífico Rajá**, pela autorização para extração dos incisivos bovinos.

À **3M ESPE** e, especialmente, a **Glauce Pachane**, pela colaboração através da doação de alguns dos materiais empregados neste estudo e pelo suporte técnico.

À Dra. **Anete Inês Malzyner**, consultora técnica da **Labordental**, pela doação da resina composta indireta Solidex empregada neste estudo.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins**, professor da Área de Dentística, pela confiança e pelas palavras de apoio nos meus momentos de maior fragilidade. Você sempre será um amigo muito especial.

Aos professores da Área de Dentística – **Prof. Dr. José Roberto Lovadino, Prof. Dr. Marcelo Giannini, Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta e Profa. Dra. Gisele Maria Marchi Baron** - pelos conhecimentos transmitidos durante os cursos de graduação e/ou mestrado.

À **Profa. Dra. Gisele Damiana da Silveira Pereira**, pela amizade, pela fidelidade, pela orientação e pelo apoio durante todos esses anos. Espero que isso tudo seja só o começo.

Aos professores **Eng^{os}. Hélio Ricardo de Oliveira e Nelson Fumio Teramoto** que, muito antes de eu me interessar pela carreira acadêmica, confiaram em mim e no meu trabalho, muitas vezes, mais do que eu mesma. Vocês têm participação direta na obtenção desse título.

Ao meu avô **Geraldo Mendonça** que, com sua visão moderna e sua maneira particular de absorver as informações à sua volta, plantou a semente da cultura em nossa família. Espero sempre fazer jus às suas expectativas.

À minha tia **Carmem Alice Mendonça de Souza**, exemplo de luta, amor e dedicação. A vida é mais doce porque você existe.

Ao meu irmão **Gabriel de Paiva** que, a cada dia, me ensina o significado do amor simples, sem exigências, sem expectativas. Obrigada, Gabri, pela fidelidade a todos nós.

Ao casal **Mauro e Joaquina Barros**, pela maneira sincera com que me acolhem e se dedicam a mim.

Aos meus amigos de infância, da adolescência e dos dias de hoje **Anderson Quinane, Denise Motta Pereira Quinane, Francisco Rodolfo Castrezana Sanches, Jucimara Silva Dias de Souza, Maria Eliza Motta Vieira Ventura, Marta Vivienne Vieira, Patrícia da Silva Elizeu e Rosélia B. Araújo**. Me faltam palavras pra explicar o valor da amizade de vocês.

À amiga **Glauce C. Ferrari Pachane** pelas longas conversas, risadas, caminhadas, enfim, pela sintonia que desenvolvemos ao longo dos anos.

Aos amigos que me acompanham desde a graduação **Eduardo Biaggioni Lopes, Fábio Bigarelli, Guilherme da Gama Ramos e Henrique Casselli**, por todos os momentos agradáveis que já vivemos e viveremos juntos. E, também da graduação, às veteranas **Liza Miki Saito e Anuradha Prakki**, pela sólida amizade que se formou entre nós desde então, eu sei que sempre poderei contar com vocês.

Aos amigos do curso de pós-graduação **Bruno C. Vasconcelos Gurgel, Daniela Rodrigues Fernandes, Renato de Vasconcelos Alves, Luciana Machion, Andréa Alac, Rogério Vieira Reges e Noéli Boscato**, companheiros de todos os momentos.

Aos alunos do curso de pós-graduação em Dentística – **Alessandra, Fabinho, Ciça, Denisinha, Mirela, Vanessa Arias, Caio, Larissa, Ricardinho, César, Alex, Rogério, Patrícia, Érica, Maria Carolina, Celso, Vanessinha, André** – obrigada por tudo! E, aos que ficam, que possamos continuar nos ajudando.

Ao “veterano” **Flávio Henrique Baggio Aguiar**, pelo grande auxílio durante a fase de extração dos dentes bovinos e pelo apoio nos momentos mais difíceis.

À telefonista e grande amiga **Maria Aparecida Pianelli Balbino** por sua presteza e pela atenção dispensada desde o curso de graduação.

À responsável pela Clínica de Especialização **Maria Aparecida Riva Rovay**, pela alegria e pelo carinho em todos os momentos, e também pela enorme ajuda prática nos dias de clínica.

Ao técnico de laboratório **Reinaldo José Casagrande**, pela colaboração na confecção das moldeiras e pela paciência incondicional, me cedendo muitas vezes seu espaço. À **Paula Brito de Souza** por tudo, pela ajuda prática, pelo sorriso nos dias tumultuados e até pelas palavras doces quando as coisas pareciam um pouco complicadas.

Aos funcionários do Laboratório de Produção, pela colaboração durante a confecção das restaurações indiretas, em especial à **Neide Aparecida de Paula Buzatti**, pela orientação.

“Todas as pessoas podem ser grandes porque todas podem servir. Não é preciso ter um diploma universitário para servir. Não é preciso fazer concordar o sujeito e o verbo para servir. Basta um coração cheio de graça. Uma alma gerada pelo amor.”

Martin Luther King

*"Bem longe, lá na luz do sol, estão minhas altas aspirações.
Talvez eu não as alcance, mas posso olhar para cima e ver
sua beleza, acreditar nelas e tentar seguir para onde
apontam."*

Louisa May Alcott

SUMÁRIO

	PÁG.
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	1
RESUMO	3
ABSTRACT	4
1. INTRODUÇÃO	5
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
3. PROPOSIÇÃO	39
4. MATERIAIS E MÉTODO	40
5. RESULTADOS	64
6. DISCUSSÃO	68
7. CONCLUSÕES	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81
ANEXOS	86

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ILUSTRAÇÃO	PÁG.
Figura 1 - Pino de fibras de vidro envolvidas em matriz de resina.....	40
Figura 2 - Materiais empregados na confecção dos núcleos de preenchimento.....	40
Quadro 1 - Nome comercial, classificação, composição e fabricantes dos materiais empregados na confecção dos corpos-de-prova.....	41
Figura 3 - Medição do diâmetro V-P da raiz previamente marcada com paquímetro digital.....	43
Figura 4 - Espessura da parede vestibular aferida com especímetro.....	43
Figura 5 - Raiz após o banho de cera presa à haste do delineador.....	46
Figura 6 - Raiz posicionada na perfuração da película e estabilizada com cera pegajosa	46
Figura 7 - Anel de PVC posicionado sobre a película radiográfica contendo a raiz.....	46
Figura 8 - Cilindro de resina contendo a raiz após a remoção do anel e excessos de cera.....	46
Figura 9 - Remoção dos excessos com lâmina de bisturi após a polimerização do Impregum F.....	47
Figura 10 - Alargador e pinos do sistema Luscent Anchors.....	48
Figura 11 - Limpeza do pino com bolinha de algodão umedecida em álcool.....	48
Figura 12 - Remoção dos excessos de cimento após o posicionamento do pino.....	50
Figura 13 - Fotoativação do cimento a partir da superfície incisal.....	50
Figura 14 - Aspecto do núcleo em resina composta após a colocação de um incremento mesial e um distal.....	52
Figura 15 - Acabamento do núcleo em resina composta.....	52
Figura 16 - Aspecto do núcleo previamente à remoção da matriz.....	53
Figura 17 - Pó e líquido do ionômero proporcionados em balança de precisão.....	54
Figura 18 - Aplicação de “finishing gloss” para proteção do núcleo em ionômero.....	54
Figura 19 - A: anel metálico a partir do qual foi confeccionada a moldeira B: moldeira em resina acrílica finalizada.....	57

Figura 20 - Modelos dos núcleos em gesso especial.....	57
Figura 21 - Coroa em resina composta indireta finalizada.....	59
Figura 22 - Aspecto palatino da coroa após a cimentação.....	61
Figura 23 - Aspecto vestibular da coroa após a cimentação.....	61
Figura 24 - Detalhe do dente posicionado para o ensaio de compressão.....	62
Figura 25 - Ilustração dos padrões de fratura considerados na classificação das amostras.....	62
Tabela 1 - Delineamento estatístico para o ensaio de resistência à fratura.....	63
Tabela 2 - Resultado da Análise de Variância para o ensaio de resistência à fratura.....	64
Tabela 3 - Resultado do teste de Tukey para o ensaio de resistência à fratura.....	65
Gráfico 1 - Gráfico ilustrativo dos resultados de resistência à fratura.....	65
Tabela 4 - Resultado da análise do padrão de fratura.....	66
Figura 26 - Fratura da amostra com núcleo em resina composta.....	67
Figura 27 - Fratura da amostra com núcleo em ionômero de vidro modificado por resina.....	67
Figura 28 - Fratura da amostra com núcleo em ionômero convencional.....	67
Figura 29 - Fratura da amostra com núcleo em resina composta modificada por poliácido.....	67

RESUMO

Quando se utilizam pinos de fibra de vidro, a porção coronária deve ser reconstruída empregando materiais estéticos como resina composta, resina modificada por poliácido, ionômero de vidro convencional ou modificado por resina, para dar proteção e estabilidade à coroa protética. Assim, o propósito deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com pino de fibra de vidro associado a quatro materiais estéticos para núcleo, indicados para restaurações estéticas, e coroa total em resina composta indireta. Quarenta raízes bovinas tratadas endodonticamente foram inseridas em cilindros de resina poliestirênica, simulando-se o espaço do ligamento periodontal. Pinos de fibra de vidro foram cimentados com agente para cimentação resinoso e as raízes separadas em quatro grupos experimentais com dez unidades cada, de acordo com o tipo de material empregado para a confecção de núcleo: resina composta (RC), resina modificada por poliácido (RM), ionômero de vidro convencional (IV) e ionômero modificado por resina (IM). Coroas livres de metal confeccionadas em resina composta indireta – Solidex - foram cimentadas sobre os núcleos sem o abraçamento radicular. As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão após o período de sete dias de armazenamento em estufa a 37° C e 100% de umidade relativa. Os resultados obtidos foram levados à Análise de Variância (ANOVA) e ao Teste de Tukey. A ANOVA revelou haver pelo menos uma diferença estatística significativa entre as médias obtidas e o Teste de Tukey ($p > 0,05$) mostrou que os melhores resultados de resistência à fratura foram obtidos para os núcleos em resina composta (RC – 71,97kgf – a), que não diferiram dos núcleos confeccionados em ionômero de vidro modificado por resina (IM – 62,15kgf – ab). Entretanto, este não apresentou diferença estatística do ionômero convencional (IV – 51,99kgf - b) e da resina modificada por poliácido (RM - 50,21kgf - b). A análise do padrão de fratura evidenciou que em nenhuma amostra houve fratura radicular, todas as amostras fraturaram na interface pino/núcleo.

ABSTRACT

When glass fiber posts are used, the coronary portion should be reconstructed using esthetic materials such as composite resin, polyacid-modified composite resin, conventional glass ionomer cement or resin-modified glass ionomer, in order to protect and stabilize the prosthetic crown. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of bovine roots restored with glass fiber posts associated to four core esthetic materials indicated for esthetic restorations and total crowns in indirect composite resin. Forty endodontically treated roots were inserted in polystyrene resin cylinders, simulating periodontal ligaments space. Glass fiber posts were cemented with resin cement and the roots divided in four experimental groups with ten specimens each, according to the core material: composite resin (CR), polyacid-modified composite resin (MR), conventional glass ionomer (GI) and resin-modified glass ionomer (MI). Metal free crowns made of indirect composite resin - Solidex - were cemented onto the cores without using ferrule. The tangential load was applied to samples after a seven-day storage at 100% relative humidity and 37° C. The obtained data were subject to Analysis of Variance (ANOVA) and Tukey Test. The ANOVA results revealed that there was at least one significant statistical difference among the obtained means, while the Tukey Test ($p>0.05$) showed that the best results for resistance to fracture were obtained for the composite resin cores (CR – 71.97kgf - a), which did not differ from the resin-modified glass ionomer ones (MI – 62.15kgF - ab). However, there was no statistical difference among the resin-modified glass ionomer, the conventional glass ionomer (GI – 51.99kgF - b) and the polyacid-modified composite resin (MR - 50.21kgF - b). The analysis of the fracture patterns evidenced a complete absence of root fractures in the samples. On the other hand, all samples were fractured in the core/post interface.

1. INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico geralmente é consequência de trauma, lesão cariosa, restaurações extensas ou reabsorções, e está associado a grande perda de estrutura dental (PEREL & MUROFF, 1972). Se esta perda for superior à metade da coroa anatômica, há a necessidade de se empregar um sistema para ancoragem radicular, que agirá como uma conexão entre a raiz endodonticamente tratada e a porção coronária reconstruída (CHRISTENSEN, 1996).

Para a realização desta ancoragem, pode-se empregar núcleo metálico fundido ou pinos pré-fabricados associados a núcleos de preenchimento (MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998; NASH & LEINFELDER, 1998). Os núcleos metálicos fundidos foram considerados o procedimento padrão por aproximadamente 100 anos (NASH & LEINFELDER, 1998) e os mesmos tinham como objetivo, além da ancoragem radicular, aumentar a resistência da estrutura dental à fratura (PEREL & MUROFF, 1972; CHRISTENSEN, 1996) e distribuir tensões uniformemente através da linha de cimentação (PEREL & MUROFF, 1972; SORENSEN & ENGELMAN, 1990). Entretanto, estes núcleos apresentam como desvantagem a impossibilidade de selamento imediato pós tratamento endodôntico, o elevado custo de algumas ligas e a necessidade de uma fase laboratorial, dispendendo maior tempo clínico, além do

desgaste excessivo da dentina radicular (SORENSEN & ENGELMAN, 1990; CHRISTENSEN, 1996; NASH & LEINFELDER, 1998).

Devido à evidência de que a resistência à fratura de uma raiz endodonticamente tratada está diretamente relacionada com o volume de dentina residual (CHRISTENSEN, 1996; SAUPE *et al.*, 1996; MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998), os pinos pré-fabricados passaram a ser outra opção clínica, pelo menor desgaste da estrutura dental necessário à sua cimentação, e também por eliminar a fase laboratorial, reduzindo os custos (CHRISTENSEN, 1996; MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998).

Muitos são os pinos pré-fabricados encontrados no mercado, podendo ser classificados em metálicos e não metálicos (CHRISTENSEN, 1996). Os pinos metálicos apresentam uma elevada rigidez transferindo, conseqüentemente, uma maior quantidade de tensões à raiz (KING & SETCHELL, 1990; ROSENTRITT *et al.*, 2000), além de resultado estético inferior, devido ao escurecimento da estrutura dental e do tecido gengival circundante, por sombreamento ou formação de subprodutos da corrosão do metal (NASH & LEINFELDER, 1998).

Devido a isso, foram introduzidos no mercado os pinos estéticos, isto é, não metálicos, como os pinos cerâmicos que apresentam excelente resultado estético pela semelhança de coloração entre estes e a estrutura dental (NASH & LEINFELDER, 1998; ASMUSSEN *et al.*, 1999; HEYDECKE *et al.*, 2002), mas são extremamente

rígidos, também transferindo tensões à raiz, o que favorece a ocorrência de fraturas longitudinais (ASMUSSEN *et al.*, 1999; NASH & LEINFELDER, 1998).

Os pinos de fibra de vidro parecem eliminar as dificuldades encontradas pelo clínico na seleção de um sistema para ancoragem radicular de dentes anteriores, uma vez que a distribuição das forças externas é feita uniformemente através da interface dente/pino, devido ao baixo módulo de elasticidade deste material. As fibras de vidro deste sistema são saturadas com resina e tendem a aumentar a resiliência da raiz pós-cimentação, prevenindo a fratura. Adicionalmente, a translucidez e a semelhança de coloração entre esses pinos e a estrutura dental favorecem um bom resultado estético (NASH & LEINFELDER, 1998).

Por outro lado, quando se utilizam pinos pré-fabricados, há a necessidade de se reconstruir a porção coronária com materiais restauradores (REAGAN *et al.*, 1999). Materiais estéticos como resina composta e cimento de ionômero de vidro podem ser empregados para este fim em associação com pinos de fibras de vidro (KOVARIK *et al.*, 1992; SMITH & SCHUMAN, 1998). Os compósitos apresentam adesão à estrutura dental quando associados a um agente de união (KOVARIK *et al.*, 1992; SMITH & SCHUMAN, 1998), propriedades mecânicas elevadas, como resistência ao desgaste e à fratura, facilidade de manipulação e um excelente resultado estético (GATEAU *et al.*, 1999; REAGAN *et al.*, 1999). Os materiais ionoméricos, por sua vez, apresentam uma importante característica que é a liberação de íons flúor, unem-se quimicamente à estrutura dental (TALEGHANI & MORGAN, 1987) e

possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (SMITH & SCHUMAN, 1998). Entretanto, propriedades físicas inferiores como friabilidade e baixa resistência ao desgaste, sinérese, embebição e dificuldade da técnica limitam o emprego destes materiais na clínica diária (KOVARIK *et al.*, 1992; ATTIN *et al.*, 1996; GLADYS *et al.*, 1997).

Para melhorar as propriedades inferiores dos cimentos ionoméricos, foram desenvolvidos os ionômeros de vidro modificados por resina (MATHIS & FERRACANE, 1989; SIDHU & WATSON, 1995), que são materiais híbridos com adição de pequena quantidade de monômero resinoso (MATHIS & FERRACANE, 1989). Além de melhorar propriedades físicas e mecânicas, esses materiais apresentam maior força de união ao esmalte e à dentina que os ionômeros convencionais, e a liberação de íons flúor é similar (MITRA, 1991a; MITRA, 1991b). Por permitirem ativação pela luz, os ionômeros modificados por resina reduzem o tempo clínico e podem receber acabamento e polimento na mesma sessão (ATTIN *et al.*, 1996).

A fim de superar a dificuldade da mistura e da manipulação dos ionômeros modificados por resina e favorecer ainda mais o resultado estético, foi desenvolvida uma outra classe de materiais híbridos, as resinas compostas modificadas por poliácido (SIDHU & WATSON, 1995; GLADYS *et al.*, 1997). Entretanto, estes materiais não apresentam reação ácido-base como os cimentos de ionômero de vidro, dependendo de fotoativação para se polimerizarem e de sistemas de união para se unirem à estrutura dental (MC LEAN *et al.*, 1994).

Tendo em vista a grande variedade de materiais estéticos restauradores encontrados no mercado que podem ser aplicados na confecção de núcleos de preenchimento, torna-se relevante avaliar o comportamento desses materiais quando associados a um sistema de retenção intra-radicular estético.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1937, COOLIDGE avaliou em cento e setenta e dois dentes humanos a espessura do ligamento periodontal e a sua variação em um mesmo dente. O autor observou que a média da espessura do ligamento era em torno de 0,26 mm para os dentes unirradiculares. Essa espessura média diminuiu com o aumento da faixa etária dos pacientes, e também nos dentes que receberam carregamento oclusal acentuado.

PEREL & MUROFF, em 1972, fizeram uma revisão de literatura com o objetivo de esclarecer os princípios considerados essenciais para o sucesso de restaurações empregando pinos e núcleos. Os critérios basearam-se em considerações endodônticas e protéticas. Os autores afirmaram que para que um pino pré-fabricado fosse empregado, o dente precisava ser preparado para recebe-lo a fim de que houvesse uma boa adaptação, pois os pinos quando cimentados podiam ter pontos de concentração de tensões e depender demasiadamente da camada de cimento. Aqueles que eram rosqueados tinham seu valor questionado devido à possibilidade de gerar trincas no dente. Os autores afirmaram ainda que a porção coronária podia apresentar várias formas, dependendo da quantidade de dentina coronária hígida existente e que, ao se empregar núcleo metálico fundido, a porção coronária precisava ser completamente eliminada.

Juntamente com a apresentação de um caso clínico, TALEGHANI & MORGAN, em 1987, fizeram uma breve revisão de literatura a respeito de materiais disponíveis para a confecção de núcleos de preenchimento. Em relação ao amálgama de prata, os autores afirmaram que, apesar das importantes características que este material apresenta, seu emprego é limitado quando o dente apresenta pouca estrutura dental remanescente, devido à dificuldade de conter deslocamentos laterais da matriz durante a condensação e devido ao seu elevado coeficiente de expansão térmico-linear. Embora a resina composta, quando empregada na confecção de núcleos, apresente vantagens como fácil manipulação, finalização imediata do núcleo e baixa contração de polimerização, os autores afirmaram que seu coeficiente de expansão térmico-linear três vezes maior que o do dente pode levar a microinfiltração e cárie recorrente. Por outro lado, os autores recomendaram o emprego de ionômero de vidro com partículas de prata devido à sua união química com a estrutura dental, capacidade de liberação de fluoreto, facilidade de manipulação, dureza adequada e contraste de cor durante a confecção do preparo.

No mesmo ano, FEILZER *et al.* avaliaram o efeito do fator de configuração cavitária sobre as tensões geradas pela contração de polimerização de duas resinas compostas – Silar e P10 – através da inserção de compósito entre dois discos planos previamente silanizados. Um desses discos estava conectado à célula de carga e o outro a um tensiômetro. Através de cálculo matemático, os autores estabeleceram a altura de diferentes cilindros que deveriam circundar as amostras em resina, reduzindo

o fator de configuração cavitária através do aumento de volume do material. Ambos os compósitos apresentaram comportamento semelhante e todas as falhas foram coesivas. Os autores observaram que a maioria das cavidades encontradas clinicamente apresentam fator C de aproximadamente 1 a 2, como as cavidades classe II e III. Eles observaram ainda que, quando o fator C é menor ou igual a 1, a liberação de tensão por escoamento, permitida pelas superfícies livres, é suficiente para manter a coesão da amostra e sua ligação com os adesivos atuais.

ASSIF *et al.*, 1989, avaliaram, através de análise fotoelástica, a influência do sistema de pinos e da coroa sobre a distribuição de tensões nas estruturas de suporte e ao longo do canal em dentes pré-molares monorradiculares. Seis dentes pré-molares receberam tratamento endodôntico com acesso conservativo e foram divididos em seis grupos: acesso para tratamento endodôntico preenchido com resina composta; com preparo para núcleo e coroa em ouro cimentada; com pino cilíndrico e face paralela e núcleo em resina composta, sem coroa; pino cônico e núcleo em resina composta, sem coroa; pino cilíndrico, núcleo em resina e coroa em ouro com abraçamento radicular; pino cônico, núcleo em resina e coroa em ouro com abraçamento radicular; e dois tipos de carregamento: vertical e oblíquo. Os autores concluíram que a construção de um pino em resina composta pode aumentar a resistência da raiz debilitada devido à semelhança entre o módulo de elasticidade do compósito e da dentina e que, quando pino e núcleo foram cobertos por coroa apoiada em estrutura dental, não houve influência do desenho dos pinos.

Buscando melhorar as propriedades do ionômero de vidro convencional, através da obtenção de um material híbrido, MATHIS & FERRACANE (1989) adicionaram ao líquido do sistema Fuji II, 13% em peso de uma resina fluida - contendo 49,85% em peso de Bis-GMA e 49,85% em peso de TEG-DMA – obtida a partir de um sistema comercialmente disponível. Além da reação ácido-base decorrente do ionômero convencional presente na mistura, foi feita a fotoativação do híbrido resultante. Após uma hora, houve aumento significativo da resistência à compressão (27%), da resistência ao escoamento (21%), do módulo de elasticidade (27%) e da resistência à fratura (33%). Depois de 24 horas, os resultados mostraram ainda um aumento da resistência à tração de 39% e do módulo de elasticidade de 11%. Os autores concluíram que a resina pode atuar como um agente de reforço do material híbrido e que a união do material à dentina não foi modificada em relação ao ionômero convencional.

Com o objetivo de avaliar a resistência de 40 dentes humanos anteriores recentemente extraídos e restaurados empregando pino de fibra de carbono, KING & SETCHELL, em 1990, avaliaram quatro grupos experimentais: G1 - pino pré-fabricado em metal precioso e porção coronária em ouro; G2 - pino de fibra de carbono e porção coronária em ouro; G3 - pino de fibra de carbono e porção coronária em resina composta; G4 - pino em aço inoxidável e porção coronária em resina. No grupo 1 foi empregado cimento de fosfato de zinco, nos demais grupos os pinos foram cimentados com agente para fixação resinoso. As amostras não

receberam coroas e, após sete dias de armazenamento à temperatura ambiente (21°C), foi aplicado o carregamento tangencial de compressão. Os valores de resistência à fratura foram inferiores somente para o grupo 4. Os autores concluíram que o pino pré-fabricado de fibra de carbono apresenta algumas propriedades semelhantes e outras superiores aos demais pinos pré-fabricados existentes. A análise do padrão de fratura mostrou que o padrão apresentado quando são empregados pinos de fibra de carbono é mais favorável para a estrutura remanescente que o apresentado quando são empregados pinos metálicos.

Ainda no ano de 1990, SORENSEN & ENGELMAN delinearam um experimento para determinar o efeito da adaptação de diferentes desenhos de pino às paredes do canal radicular sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Cada grupo experimental continha dez dentes e, após a cimentação dos núcleos metálicos fundidos com Fosfato de Zinco, foram cimentadas coroas metálicas empregando o mesmo tipo de cimento. O carregamento foi aplicado em um ângulo de 130° até que a fratura ocorresse. A adaptação máxima à raiz, proporcionada pelo pino cônico, aumentou significativamente a resistência à fratura, porém o padrão de fratura resultante impossibilitou nova restauração das raízes, porque as mesmas foram direcionadas para o terço apical. A maior quantidade de cimento ao redor do pino paralelo não teve efeito significativo no limite de resistência à fratura.

No mesmo ano, UNO & ASMUSSEN avaliaram o efeito de diferentes intensidades de luz e diferentes tempos de irradiação sobre a contração de polimerização de um compósito. Para tanto, os autores alternaram diferentes tempos iniciais de fotoativação com baixa intensidade, diferentes períodos de relaxamento de tensões e diferentes tempos finais de fotoativação com elevada intensidade. A adaptação marginal foi avaliada através da restauração com e sem tratamento da dentina de cavidades confeccionadas em terceiros molares humanos e observação em microscopia ótica. Foram feitos também ensaios de resistência ao cisalhamento e à compressão diametral. Os resultados mostraram correlação direta entre tempo e formação de fenda e entre tempo e índice de adaptação marginal. A adaptação, quando a intensidade máxima não foi empregada, foi significativamente melhorada, entretanto, as resistências ao cisalhamento e à compressão diametral foram influenciadas negativamente pela redução da intensidade da fotoativação.

MITRA, em 1991, avaliou adesão à dentina e as propriedades físicas de um ionômero fotoativado (Vitrabond), comparando a um ionômero convencional (3M Glass Ionomer Liner). O ensaio de cisalhamento mostrou resistência de união à dentina três vezes maior para o ionômero modificado por resina. Foram feitos também ensaios de compressão e tração diametral, que mostraram valores de resistência superiores para o ionômero modificado por resina. A autora observou que a fotoativação simplesmente acelera uma reação que já ocorreria, mas que não impede

que a reação ácido-base continue acontecendo e que as propriedades observadas sugerem o grande potencial clínico dos materiais ionoméricos ativados por luz.

MITRA, no mesmo ano, em outro trabalho, avaliou o potencial de liberação de flúor de um ionômero ativado por luz – Vitrabond - comparado a três ionômeros convencionais - 3M Glass Ionomer Liner, Ketac Bond e GC Lining Cement - e ainda a capacidade de incorporação de íons flúor pela dentina subjacente ao material. A influência da liberação de íons flúor sobre as propriedades mecânicas do ionômero modificado por resina após diferentes períodos de armazenagem também foi avaliada. O ionômero modificado por resina apresentou valores mais altos de liberação de flúor que os ionômeros convencionais, mesmo quando o líquido do sistema foi substituído por ácido polialquênico, sem nenhuma função de ativação pela luz. A liberação a longo prazo desses íons não afetou propriedades como resistência à compressão e à tração diametral do Vitrabond.

KOVARIK *et al.*, em 1992, avaliaram a resistência à fratura de raízes de caninos humanos associando dois tipos de pinos metálicos – Flexipost e Para-Post - e três materiais para núcleo - amálgama, resina composta e ionômero de vidro reforçado por prata. Após a cimentação de coroas de aço, os corpos-de-prova foram levados a carregamento cíclico. A fim de avaliar o comportamento dos materiais para núcleo, todas as amostras foram seccionadas longitudinalmente. Os resultados mostraram que não houve influência do tipo de pino empregado. Todas as amostras reconstruídas com ionômero de vidro falharam durante a aplicação do carregamento,

apresentando trincas ao redor da porção coronária do pino, e os núcleos em resina composta apresentaram adequada resistência, mas apresentaram falhas em 83% das amostras, sendo que 50% foram falhas do cimento na interface núcleo/coróa ou na interface pino/dentina radicular e 40% das falhas foram conseqüentes de fratura do pino, ou seja, não houve fratura do núcleo. Trinta e três por cento dos núcleos em amálgama apresentaram falhas na interface pino/núcleo. Os autores observaram que ionômero de vidro e resina composta não devem ser empregados quando houver pouca estrutura dental remanescente.

No mesmo ano, HINOURA *et al.* avaliaram a contração de cimentos ionoméricos modificados por resina durante a polimerização. Foram empregados três materiais: Vitrabond (3M), Fuji-Lining LC (GC) e XR Ionomer Hard Set (Kerr). Os materiais foram manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes e inseridos em matrizes que foram colocadas no interior de um dilatômetro. Cinco minutos depois do início da mistura, os materiais foram fotoativados por 10, 30, 60 e 120 segundos e a contração foi avaliada em diferentes períodos entre 30 segundos e 24 horas. Os autores observaram que o tempo de fotoativação está diretamente relacionado ao aumento da contração do material e que não houve diferença no volume de contração entre 12 e 24 horas.

Buscando avaliar materiais para núcleo de preenchimento associados a pinos metálicos pré-fabricados, CHANG & MILLSTEIN (1993) realizaram ensaios de compressão e de tração associando três materiais para núcleo: amálgama, resina

composta e resina reforçada por titânio; três pinos metálicos: Para-Post, Unity e Flexi-Post; e dois tipos de cobertura do pino: 1mm e 3mm. Para tanto, foram empregadas matrizes de teflon que padronizavam o tamanho das amostras. A cobertura de 3 mm com resina composta foi a mais resistente à compressão, enquanto o amálgama de prata associado aos dois tipos de cobertura foi mais resistente ao deslocamento sob tração. Em relação aos pinos, o Flexi-Post apresentou os melhores resultados para os dois ensaios, compressão e tração, independente do material para núcleo empregado.

Ainda em 1993, CHRISTENSEN fez uma revisão de literatura dos materiais e técnicas para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente. Ele observou que até aquele momento os materiais mais indicados para a construção de núcleos de preenchimento seriam resina composta e amálgama de prata, preferencialmente associados a adesivos dentinários que, além de reduzir a infiltração, aumentariam a união à estrutura dental. O autor afirmou ainda que os materiais ionoméricos convencionais e modificados por resina têm amplas aplicações clínicas, mas que são necessárias observações a longo prazo que suportem seu emprego como material para núcleo associado a pinos pré-fabricados.

MC LEAN *et al.*, em 1994, sugeriram a padronização de uma nomenclatura para os materiais ionoméricos e híbridos. Os autores definiram "ionômero de vidro modificado por resina" como um nome convencional a ser empregado para cimentos híbridos, ou seja, que tomem presa parcialmente por uma reação ácido-base e parcialmente por polimerização fotoquímica; eles definiram ainda que o termo "resina

composta modificada por poliácido" deve ser empregado para os materiais que contêm vidro que se solubilize na presença de ácido, mas em quantidades insuficientes para promover reação ácido-base na ausência de luz.

No mesmo ano, LUI avaliou o efeito de pinos transmissores de luz sobre a polimerização da resina composta em profundidade. Para tanto, foram empregadas matrizes plásticas escuras que mimetizavam o comprimento do canal radicular e pinos de seis diferentes diâmetros, exceto para o grupo controle, no qual nenhum tipo de pino foi empregado. A fotoativação foi feita por 40 segundos a partir da parede "gingival" da matriz. O grau de conversão da resina composta foi observado no terço apical através do corte da matriz e do emprego de um indicador digital computadorizado. O autor observou que quanto maior o diâmetro do pino, maior a polimerização em profundidade da resina e que a resina composta precisa ser verdadeiramente polimerizada no interior do canal radicular para promover reforço.

SIDHU & WATSON, em 1995, fizeram uma revisão de literatura com o objetivo de esclarecer as propriedades dos materiais ionoméricos modificados por resina e seus inconvenientes clínicos. Estes materiais mostraram-se superiores aos ionômeros de vidro convencionais em relação à resistência mecânica e à resistência de união à estrutura dental. Os estudos mostraram que a proporção pó/líquido é crítica porque, quando há um aumento da mesma, diminui-se a contração de polimerização, em contrapartida, a resistência é prejudicada; e, quando há uma redução desta proporção, há um aumento proporcional na concentração de HEMA e,

conseqüentemente, maior potencial de absorção de água. Os autores observaram que são necessários estudos clínicos que estabeleçam a longevidade destes materiais.

FRIEDL *et al.* (1995) avaliaram a resistência de união, através de ensaio de tração, de quatro cimentos ionoméricos híbridos: Photac-Fil (ESPE), Vitremer (3M), Fuji II LC (GC America) e Variglass (Dentsply/Caulk); um ionômero convencional, Ketac-Fil, e um ionômero modificado por prata, Ketac-Silver; à dentina superficial e profunda, úmida e seca, de terceiros molares humanos. Os resultados mostraram que a resistência à tração na dentina superficial foi superior para todos os materiais em relação à dentina profunda, e que a umidade não exerceu qualquer influência. MEV evidenciou que 80% das fraturas foram coesivas e que, no caso do Vitremer, o ácido maleico presente no primer removeu a lama dentinária, mas não os *smear plugs*, como aconteceu com os materiais que foram condicionados com ácido poliacrílico.

SAUPE *et al.*, em 1996, desenvolveram um estudo para avaliar a resistência à fratura de raízes debilitadas de incisivos centrais superiores humanos. Para tanto, 40 dentes foram divididos em quatro grupos experimentais: núcleo metálico fundido com e sem abraçamento radicular, e pino Luminex e preenchimento das paredes debilitadas com resina composta, com e sem virola. Em todas as amostras o ligamento periodontal foi simulado e, posteriormente, foram cimentadas coroas em ouro tipo III. Através da simulação do ângulo de contato de uma oclusão classe I, foi aplicado o carregamento de compressão à velocidade de 2mm/min. Os valores de resistência à fratura aumentaram de 41,1% a 52,4% quando foi empregada a associação resina

composta-Luminex, em relação ao núcleo metálico fundido, o que, segundo os autores, se deve ao baixo módulo de elasticidade do pino e à semelhança entre o módulo de elasticidade da resina composta e o da dentina, havendo menos concentração de tensões na estrutura dental. A presença ou ausência de virola não mostrou efeito significativo.

CHRISTENSEN, em 1996, realizou revisão da literatura para discutir o emprego de pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos, detalhando as situações em que os pinos não são necessários e nas quais resina composta ou pinos flexíveis estão indicados. O autor afirmou que tem havido grande evolução nos conceitos sobre pinos metálicos nos últimos cinquenta anos e que o custo da técnica para núcleos metálicos fundidos tem estimulado a utilização de pinos pré-fabricados. Entretanto, em muitas situações o emprego de pinos pode ser eliminado, devido ao volume de estrutura dental disponível para retenção, ou podem ser utilizados pinos flexíveis que são mais resilientes.

Ainda em 1996, ATTIN *et al.* avaliaram as propriedades físicas de quatro ionômeros modificados por resina - Fuji II LC, Ionosit Fil, Photac-Fil e Vitremer - duas resinas compostas modificadas por poliácido - Variglass VLC e Dyract - comparando com uma resina composta - Blend-a-lux - e um ionômero de vidro convencional - ChemFil Superior. A resina composta apresentou resultados superiores de microdureza, seguida por Dyract e ionômero convencional, que não diferiram entre si; compósito e Dyract apresentaram comportamento semelhante de resistência à

compressão, seguidos pelo Vitremer que não diferiu do ionômero convencional; resina composta e Dyract não diferiram em resistência ao desgaste, assim como os materiais ionoméricos entre si; em relação à profundidade de polimerização, resina composta e Dyract mostraram diminuição da dureza a cada 0,5mm de profundidade, e o Vitremer mostrou uma polimerização mais homogênea ao longo de sua profundidade. Apesar do elevado módulo de elasticidade do ionômero convencional, o material apresentou a resistência mais baixa à flexão, o que pode explicar sua tendência a sofrer falha coesiva.

KERBY *et al.* avaliaram, em 1997, a resistência à compressão e à tração diametral de três ionômeros modificados por resina: Vitremer, Fuji II LC e Photac-Fil; uma resina composta modificada por poliácido: Variglass; e uma resina composta para construção de núcleos: Prosthodont. Os ensaios foram feitos em três períodos diferentes: 1 hora, 24 horas e 7 dias, e as condições de polimerização: presença e ausência de luz, exceto para o Prosthodont. A resina composta foi superior a todos os materiais em todos os períodos, exceto no período de 7 dias para o ensaio de resistência à compressão, quando ela não diferiu do Vitremer. Este, entretanto, apresentou resultados superiores para compressão e tração nos períodos 24 horas e 7 dias em relação aos demais materiais, seguido pela resina composta modificada por poliácido, que apresentou resultados intermediários de resistência à compressão, mas os piores resultados de resistência à tração nos períodos 24 horas e 7 dias. Os autores afirmaram que resina composta e Vitremer apresentaram propriedades mecânicas

superiores a todos os materiais depois de 7 dias de armazenagem e que, quando forem empregados materiais ionoméricos em camadas superiores a 2mm, os cimentos de dupla polimerização, como Vitremer e Fuji II LC, devem ser empregados.

No mesmo ano, GLADYS *et al.* avaliaram propriedades físicas e mecânicas de duas resinas compostas – Z100 e Silux Plus – dois ionômeros convencionais – Ketac Fil e HIFI Master Palette – e oito materiais híbridos – Dyract, Fuji II LC pré-encapsulado e para mistura manual, Geristore, Ionosit-Fil, Photac-Fil, Variglass e Vitremer. A análise da rugosidade superficial mostrou que os compósitos apresentaram o menor tamanho de partículas de carga, semelhante ao Dyract, e que os ionômeros convencionais possuíam o maior tamanho. A análise da microdureza mostrou valores inferiores para o Geristore, que não diferiu somente do Silux Plus, enquanto o Variglass mostrou os valores mais altos. Todos os outros materiais apresentaram resultados similares. O módulo de Young foi medido nos períodos 24h, 1 mês, 3 meses e após 6 meses de armazenagem em água. Todas as amostras apresentaram aumento do módulo entre 24h e 1 mês, sendo este mais acentuado para os ionômeros convencionais e intermediário para os híbridos, com exceção para o Dyract, o Geristore e o Variglass, evidenciando a importância da fotoativação para a polimerização destes materiais e a pobre reação ácido-base que ocorre depois de 24h. O aumento do módulo ocorreu em menores proporções nos intervalos de 3 e 6 meses para todos os materiais. Resistência à fratura e à fadiga foram analisadas após armazenagem em ambiente úmido e seco. A resistência à fratura diminuiu de maneira

significativa depois da absorção de água, exceto para o Dyract e o Vitremer. O Dyract apresentou resultados superiores a todos os outros materiais, exceto ao compósito Z100. O Ketac-Fil falhou durante a realização de ambos os ensaios de fratura. O limite de resistência à fadiga das resinas compostas e do ionômero HIFI Master Palette diminuiu consideravelmente após a armazenagem em água e a alta resistência à fratura do Dyract não se refletiu no ensaio de fadiga, evidenciando que a reação ácido-base que ocorre no Dyract é apenas um fenômeno superficial, ou seja, as partículas são quimicamente atacadas pela reação ácido-base da matriz somente na camada mais externa, diminuindo em direção ao centro do material.

ABATE *et al.*, 1997, avaliaram a resistência de união do Dyract a superfícies de esmalte, dentina e cimento, com dois diferentes tipos de tratamento: 1 – aplicação de PSA (*primer* e adesivo) por 30 segundos, seguida de nova aplicação; 2- condicionamento com ácido fosfórico previamente à aplicação de PSA. Após armazenagem das amostras por 24 horas, foi realizado ensaio de cisalhamento, que mostrou maiores valores de resistência quando o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico, os demais grupos não diferiram entre si, nem para o fator tratamento, nem para o substrato. Os autores afirmaram que um dos objetivos dos fabricantes com as resinas compostas modificadas por poliácido é a adesão à estrutura dental sem a necessidade de tratamento ácido da superfície e que especialmente o Dyract deveria ser um material “auto-adesivo” por incluir um monômero em sua fase orgânica que

tem grupos carboxílicos mas que, para melhor desempenho clínico do material, o condicionamento do esmalte deve ser feito.

MEYER *et al.*, em 1998, avaliaram as propriedades mecânicas de três resinas compostas modificadas por poliácido – Dyract, Compoglass e Ana Compomer – uma resina composta – TPH – um ionômero de vidro modificado por resina – Fuji II LC - e um ionômero de vidro convencional – Fuji II - sob três diferentes condições de armazenagem: ambiente seco, ambiente úmido e água destilada. Os resultados mostraram que as condições de armazenagem não alteram as propriedades mecânicas das resinas modificadas por poliácido, assim como das resinas compostas, mas o ionômero modificado por resina apresentou propriedades mecânicas superiores quando armazenado em ambiente seco. Para o ionômero convencional, a resistência à compressão não foi alterada, enquanto a resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram acentuadamente reduzidos na presença de umidade. A análise do comprimento das cadeias mostrou que, após 24 horas, Dyract e Ana Compomer apresentaram contração, enquanto os demais materiais mostraram expansão. O comportamento viscoelástico de todos os materiais foi semelhante, com uma deformação plástica inicial que se converteu em resistência constante, o que não aconteceu somente para o Fuji II LC. Os autores observaram que o fato do Dyract não conter água em sua formulação como o Fuji II LC dificulta a dissolução do vidro e a liberação de íons flúor e concluíram que, apesar das resinas modificadas por poliácido estarem mais próximas das resinas compostas que dos ionômeros, as propriedades

analisadas ainda são inferiores às dos compósitos, evidenciando que essas não podem ser consideradas substitutas das resinas compostas, devendo ser empregadas em situações que produzam baixas tensões.

Ainda em 1998, NASH & LEINFELDER publicaram um caso clínico empregando pino de fibra de vidro, fazendo algumas observações acerca de sua experiência clínica com retentores intra-radiculares. Os autores observaram que quando são empregados retentores em metal, as restaurações em cerâmica pura ou resina composta indireta não mascaram de maneira eficiente a superfície de metal subjacente. Apesar de pinos não reforçarem e, ao contrário, enfraquecerem a estrutura dental, os pinos aderidos à superfície radicular podem unir as paredes resultando em aumento da resistência. Além disso, o baixo módulo de elasticidade dos pinos de fibra de vidro diminui a probabilidade de fratura do conjunto dente/pino quando sujeito a trauma, pois a resina promove flexão antes da fratura, podendo resultar em menor probabilidade de falha. Com a realização do caso clínico, os autores concluíram que a colocação do pino de fibra de vidro e a confecção de núcleo em resina composta podem ser feitos em única sessão e que esse sistema previne a fratura da estrutura dental, promovendo máxima estética devido à transmissão de luz.

MARTINEZ-INSUA *et al.*, em 1998, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com: G1 – pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta; G2 – núcleo metálico fundido em liga áurea. Todas as amostras receberam coroas metálicas com recobrimento radicular. Após o

carregamento tangencial de compressão, os valores de fratura foram: G1 – $103,7 \pm 53,1$ kgf; G2 – $202,7 \pm 125,5$ kgf. Entretanto, analisando o padrão de fratura, os autores observaram que o grupo 1 apresentou padrões mais favoráveis, com somente uma unidade experimental evidenciando fratura da estrutura dental. Segundo os autores, isso provavelmente ocorreu devido à distribuição longitudinal das fibras do pino de carbono e ao módulo de elasticidade menor ou igual ao da dentina, permitindo a distribuição de tensões através da estrutura dental e externamente ao ombro biselado, aumentando a possibilidade de falha da união ao invés de fratura dental. Apesar dos altos valores de resistência para o grupo 2, 91% das fraturas evidenciaram comprometimento da estrutura dental.

SMITH & SCHUMAN, em 1998, realizaram uma revisão de literatura para que os clínicos conhecessem os sistemas de retenção intra-radicular pré-fabricados, a fim de aplicarem o melhor sistema para cada situação clínica, uma vez que nenhum dos sistemas de pinos preenche todos os pré-requisitos necessários. Os autores afirmaram que muitos pinos disponíveis estavam suportados apenas em dados laboratoriais, sem correlação direta com a clínica, fazendo da seleção entre os sistemas um desafio. Entre os materiais para núcleo, os mais empregados eram amálgama e resina composta, cada um com diferentes indicações, vantagens e desvantagens. Os autores concluíram que não há uma classificação simples para os sistemas como “melhor” ou “pior”, pois a variedade de materiais para pinos, núcleos e cimentos permite diferentes combinações para cada situação clínica.

CHO *et al.*, em 1999, compararam a resistência à compressão e à tração diametral de oito materiais de diferentes classes e formulações indicados para a confecção de núcleos de preenchimento: resina composta fotopolimerizável, resina composta autopolimerizável contendo titânio, amálgama, ionômero de vidro convencional, ionômero modificado por resina, ionômero reforçado por prata e poliuretano. Os resultados mostraram que a resina composta pode ser empregada como alternativa aos núcleos em amálgama, apresentando ainda a vantagem de ser um material estético. A resina reforçada por titânio não diferiu dos compósitos e os autores observaram que, em alguns casos, este material deve ser empregado por ser autopolimerizável. Os materiais ionoméricos apresentaram valores inferiores e os autores concluíram que o emprego destes materiais para a confecção de núcleos de preenchimento deve ser questionado.

No mesmo ano GATEAU *et al.*, empregando 75 dentes artificiais que foram tratados endodonticamente e tiveram pinos de titânio cimentados, compararam a resistência de três materiais para núcleo – amálgama, resina composta e ionômero de vidro reforçado por prata. Após a cimentação de coroas metálicas, as amostras receberam carregamento cíclico e foram seccionadas longitudinalmente. A integridade dos núcleos foi analisada macro e microscopicamente e foram atribuídos escores de 0 a 6 conforme a destruição do núcleo. Os autores observaram menor comprometimento dos núcleos em amálgama, a resina composta apresentou

comportamento intermediário e o ionômero mostrou os piores resultados, com presença acentuada de trincas, fratura e bolhas.

REAGAN *et al.*, 1999, avaliaram o efeito do carregamento cíclico sobre núcleo metálico fundido e dois pinos metálicos pré-fabricados – Para Post e Tri-R Post – associados a núcleo em amálgama e resina composta reforçada por titânio, cimentados em pré-molares inferiores. Durante o teste de fadiga, a máquina aplicou carregamento alternado nas superfícies vestibular e lingual até a detecção de um deslocamento lateral de 63,5 µm que representava a falha inicial do cimento. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre os grupos avaliados, apesar de maior número de ciclos ter sido necessário para deslocar os sistemas com núcleo em resina composta, segundo os autores, devido ao menor módulo de elasticidade deste material, que permitiu melhor absorção de impactos durante o ensaio de fadiga. Dessa maneira, todos os sistemas de pinos e núcleos avaliados são aceitáveis na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Objetivando avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente, CARLINI, em 1999, empregou a reprodução artificial do ligamento periodontal. O processo descrito é iniciado com recobrimento da raiz com uma fina camada de cera nº 7 que, posteriormente, foi substituída por um adesivo à base de uretano para a fixação do dente e reprodução do ligamento periodontal. As amostras foram divididas em 7

grupos experimentais avaliando a presença ou não de cristas marginais e sua restauração com compósito, e o preenchimento de acesso endodôntico com resina composta, pino metálico pré-fabricado ou pino de fibra de carbono, tendo dentes íntegros como controle. Após a realização do ensaio de compressão, observou-se que pinos pré-fabricados não reforçam o remanescente radicular, assim como a presença de crista marginal não altera os valores de resistência à fratura. A análise do padrão de fratura evidenciou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

ASMUSSEN *et al.*, 1999, avaliaram a dureza, o limite elástico e a resistência de quatro diferentes pinos pré-fabricados, dois de zircônia – Biopost e Cerapost – um de titânio – PCR – e um de fibra de carbono – Composipost. Para tanto os pinos foram cimentados em perfurações feitas em blocos de latão com Panavia 21 (Kuraray) e submetidos a carregamento axial em máquina universal de ensaios Instron. A análise dos resultados mostrou que não houve diferença entre as propriedades mecânicas dos dois pinos de zircônia, mas a semelhança entre o limite elástico e a resistência de ambos evidenciou que estes pinos são friáveis e não têm ductilidade. O pino de fibra de carbono apresentou os piores resultados para todas as propriedades mecânicas. O pino de titânio, entretanto, apresentou valores semelhantes de resistência aos pinos de zircônia, mas valores inferiores para dureza e limite elástico, evidenciando a tendência do material sofrer deformação plástica antes da fratura.

MORGANO & BRACKETT, em 1999, realizaram uma vasta revisão da literatura, através de estudos *in vitro* e *in vivo*, para produzir um guia clínico aos cirurgiões-dentistas com o objetivo de auxiliar na seleção de materiais e técnicas indicados para a restauração de dentes estruturalmente comprometidos. Foram discutidos os aspectos desejáveis nos fundamentos das restaurações, dentes extensamente destruídos, e também dos dentes tratados endodonticamente, perspectivas históricas, núcleos metálicos fundidos, importância da virola, pinos pré-fabricados, materiais para núcleos diretos, problemas e limitações. No item relativo ao papel da virola, foram enfatizadas as características dos dentes restaurados com retenção intra-radicular e coroas protéticas, e seu alto potencial de fratura quando a restauração não promove o abraçamento das estruturas dentais remanescentes.

Em 2000, ROSENTRITT *et al.* compararam a resistência à fratura de raízes de incisivos centrais superiores nas quais o ligamento periodontal foi simulado e foram divididas em 8 grupos experimentais: C/C – pino cerâmico e núcleo cerâmico; T/TC – pino de titânio e núcleo em resina composta; AU/AU – núcleo metálico fundido em ouro; E/E – pino e núcleo em cerâmica IPS Empress; V/TC – pino feito a partir do sistema Vectris e núcleo em resina composta; C/TC – pino cerâmico e núcleo em resina composta. Os outros 2 grupos experimentais foram: C/TC e as amostras receberam coroa em cerâmica IPS Empress; e V/TC e coroa em Targis/Vectris. Todas as unidades foram submetidas à ciclagem térmica (6000 ciclos entre 5 e 55° C) e mecânica ($1,2 \times 10^6$ ciclos de 50N a 135°) e, em seguida, receberam carregamento

tangencial de compressão, até que a fratura ocorresse, e o padrão de fratura foi analisado. Os resultados foram inferiores para os grupos C/C e E/E e superiores para os grupos C/TC e T/TC. O grupo V/TC mostrou resultado intermediário e não diferiu do grupo controle AU/AU. O núcleo em resina composta associado a pino cerâmico aumentou em cerca de 300% os valores de resistência à fratura em relação a quando foi empregado o mesmo pino e núcleo cerâmico. A análise das amostras que receberam coroas totais evidenciou valores similares de resistência de união para os dois grupos, entretanto, todas as coroas em cerâmica se fraturaram, enquanto no grupo restaurado com Targis/Vectris a falha ocorreu na interface dentina-núcleo, fazendo com que estes se desprendessem. Em relação ao núcleo em resina composta, os autores observaram que quanto maior a elasticidade do pino, mais baixo o valor de resistência à fratura, provavelmente porque pinos mais rígidos estabilizam o sistema, compensando as tensões sobre a interface adesiva. Os autores concluíram que, baseados nos valores de resistência à fratura, pinos cerâmicos com núcleos em resina composta são a melhor alternativa.

FERRARI *et al.*, em 2000, realizaram um estudo retrospectivo clínico e radiográfico para analisar o comportamento de três diferentes pinos de fibra de carbono: 840 reconstruções com pino Composipost, 215 com Aesthetic Post e 249 com Aesthetic Plus Posts, no período de 1 a 6 anos. A idade dos pacientes variou entre 20 e 84 anos. As restaurações finais estavam divididas entre: 52% metalocerâmicas; 38% cerâmica pura e 10% resina composta indireta. Todos os dentes

receberam obturação endodôntica com cimento livre de eugenol. A análise dos dados obtidos mostrou que dos 1304 dentes avaliados, 25 falharam devido ao desprendimento do pino, entretanto, essas falhas ocorreram quando havia menos de 2 mm de dentina coronária disponível para adesão e não houve diferença estatística entre os três grupos avaliados, outras 16 falhas ocorreram razões endodônticas. Nenhuma falha técnica devido ao tipo de pino foi observada. Os autores observaram que o emprego de resina composta para a confecção do núcleo e da restauração final pode favorecer o resultado estético, minimizando a coloração acinzentada do pino de fibra de carbono.

PAULILLO, em 2001, avaliou a resistência à fratura de raízes bovinas tratadas endodonticamente, que tiveram ligamento periodontal simulado e foram reconstruídas com três diferentes tipos de retenção intra-radicular: G1 – núcleo metálico fundido em níquel-cromo; G2 – pino metálico Flexi-Post e núcleo em resina composta; G3 – pino de fibra de vidro Fibrekor Post e núcleo em resina composta. Após a cimentação de coroas metálicas, as amostras foram submetidas a carregamento tangencial de compressão em máquina universal de ensaios Instron. Avaliando o desgaste da porção cervical da raiz, o autor observou que o preparo intra-radicular para o grupo 1 proporcionou maior remoção de estrutura dental, não diferindo do grupo 2. Este, entretanto, não diferiu do grupo 3, que apresentou ao final do preparo maior espessura da parede vestibular. O grupo 1 apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo do grupo 2 e 90% das fraturas

ocorreram no terço médio para ambos os grupos, enquanto 55,5% das fraturas das amostras do grupo 3 ocorreram no núcleo.

No mesmo ano STRUB *et al.* avaliaram a durabilidade e a resistência à fratura de 40 incisivos centrais superiores não vitais. Para tanto, os dentes tiveram a porção coronária removida a 2mm da junção cimento-esmalte e o canal radicular preenchido com guta-percha. As raízes foram divididas aleatoriamente em 4 grupos experimentais: grupo A – pino pré-fabricado metálico (Permador) e núcleo fundido, cimentados com cimento de fosfato de zinco; grupo B – pino pré-fabricado de zircônia (Cerapost) cimentado com Panavia TC e núcleo pré-fabricado em cápsulas de cerâmica (Ceracap) cimentado com agente adesivo dentinário e resina composta (Herculite); grupo C – pinos cerâmico-resinosos foram confeccionados com as mesmas dimensões dos grupos anteriores e a cimentação dos pinos e confecção dos núcleos foi feita da mesma maneira que para o grupo B; grupo D – a superfície interna dos canais radiculares foi moldada e núcleo e pino foram confeccionados a partir de pinos pré-fabricados de zircônia e cerâmica do sistema IPS-Empress e cimentados com Panavia TC. Copings cerâmicos com 0,6mm de espessura foram cimentados em todas as amostras e estas foram submetidas à simulação de 5 anos em ambiente bucal, a fim de se calcular a durabilidade das amostras. Posteriormente foi feito o carregamento de compressão em ângulo de 135° com o longo eixo da amostra, à velocidade de 0,5mm/min. A durabilidade das amostras foi de 90% para o grupo A, 80% para o grupo B, 60% para o grupo C e 100% para o grupo D. As médias de resistência à

fratura para ao ensaio de compressão foram: grupo A – 1270N; grupo B – 1494,5N; grupo C – 1146,7N; grupo D – 463,3N. Os autores observaram que apesar da elevada durabilidade das amostras confeccionadas em pino e núcleo cerâmico, os valores de resistência à fratura foram inferiores, entretanto, ainda assim a média obtida estava acima dos valores encontrados em função mastigatória na região anterior (290 N).

AKKAYAN & GÜLMEZ, em 2002, avaliaram a resistência radicular à fratura e o padrão de fratura de 40 caninos humanos superiores que tiveram a superfície coronária removida e foram submetidos a tratamento endodôntico, sendo posteriormente restaurados empregando-se 4 tipos de pino - titânio, fibra de carbono, fibra de vidro e zircônia – cimentados empregando-se agente de fixação RelyX. A porção coronária foi construída em resina composta e, posteriormente, foram cimentadas coroas metálicas empregando-se cimento de ionômero de vidro. As amostras foram incluídas em cilindros de resina e o ligamento periodontal foi simulado empregando-se silicona por condensação. O carregamento de compressão foi aplicado em nicho confeccionado na superfície palatina em um ângulo de 130° com o longo eixo da amostra, à velocidade de 1mm/min, até que a fratura ocorresse. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência à fratura foram encontrados quando empregou-se pino de fibra de carbono. Não houve diferença entre o emprego de pinos de fibra de vidro e pinos cerâmicos e os pinos de titânio apresentaram os valores mais baixos de resistência. Com relação ao padrão de fratura, os pinos de fibra de carbono e fibra de vidro proporcionaram maior incidência de

fraturas favoráveis – fraturas passíveis de restauração - e os pinos de titânio e zircônia apresentaram elevada incidência de fraturas catastróficas. Os autores observaram que o formato paralelo dos pinos de fibra de vidro pode ter sido responsável pela diferença de resultados entre estes e os pinos de carbono, devido à maior remoção de dentina na região apical.

No mesmo ano HEYDECKE *et al.* avaliaram o efeito de diferentes sistemas de pinos e núcleos sobre a resistência à fratura radicular de 64 incisivos centrais superiores hígidos. Após tratamento endodôntico e remoção da porção coronária, as raízes foram divididas em 4 grupos experimentais: grupo 1 – pino de titânio e núcleo em resina composta; grupo 2 – pino de zircônia e núcleo em resina composta; grupo 3 – pino de zircônia e núcleo em cerâmica pressurizada; grupo 4 (controle) – núcleo metálico fundido. Os preparos para coroa incluíram a superfície dental em cerca de 1 a 2mm em direção à apical e terminaram em ombro, sendo posteriormente cimentadas coroas totais metálicas, empregando-se ionômero de vidro. As amostras foram incluídas em cilindros de resina simulando-se o ligamento periodontal e submetidas à ciclagem termo-mecânica (1,2 milhões de ciclos). O ensaio de resistência à compressão foi feito aplicando-se carregamento tangencial (130°) à velocidade de 1,5mm/min. Os resultados foram: grupo 1 – 450N; grupo 2 – 503N; grupo 3 – 521N; grupo 4 – 408N; entretanto, não houve diferença estatística entre os grupos avaliados. Os autores concluíram que pinos de zircônia com núcleos em cerâmica podem ser uma importante alternativa estética e que em procedimentos no consultório a

cimentação de pinos de zircônia associada à confecção de núcleos em resina composta pode ser preterida em relação aos núcleos metálicos fundidos.

Ainda em 2002, SAYGILI & SAHMALI avaliaram as propriedades físicas de seis materiais empregados para a confecção de núcleos de preenchimento pela técnica direta – resina composta (TPH Spectrum), resina composta ativada quimicamente contendo titânio (Ti-Core), ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer), resina composta modificada por poliácido (Dyract), ionômero de vidro reforçado por prata (Chelon Silver) e amálgama com alto conteúdo de cobre (Duralloy). Todos os materiais foram manipulados respeitando-se as recomendações dos fabricantes e avaliados em três condições de armazenagem – ambiente seco, água destilada e ambiente úmido – e em três diferentes períodos – 1 hora, 24 horas e 3 meses. As propriedades analisadas foram resistência à compressão, à tração diametral e à flexão. Os resultados mostraram maiores valores de resistência à compressão para Vitremer e TPH após o período de 24 horas, independente do meio de armazenagem. A resistência à tração diametral não variou para os dois materiais após 24 horas, mas a resistência à flexão aumentou para a resina composta após esse período. Para o Dyract, todas as propriedades foram reduzidas na presença de umidade – ambiente úmido ou água destilada. Os materiais que apresentaram os valores mais altos de resistência à compressão foram amálgama de prata e resina composta. Segundo as médias obtidas o comportamento dos materiais, com relação à resistência à compressão, seguiu a seguinte seqüência – Duralloy > TPH > Ti-Core > Dyract >

Chelon Silver > Vitremer. Considerando a resistência à compressão uma propriedade importante para o sucesso dos núcleos de preenchimento, os autores observaram que quando forem confeccionados núcleos em Chelon Silver ou Ti-Core, deve-se aguardar o período mínimo de um mês para que o mesmo seja colocado em função oclusal devido aos baixos valores obtidos após 24 horas.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. MATERIAIS

Para a realização deste estudo foram selecionados um sistema de pinos pré-fabricados constituídos por fibras de vidro em matriz de resina (FIG. 1), e como materiais para núcleo – resina composta, resina composta modificada por poliácido, ionômero de vidro convencional e ionômero de vidro modificado por resina (FIG. 2). Como material restaurador foi utilizada resina composta indireta – Sistema Solidex. Os nomes comerciais, classificação, composição e respectivos fabricantes dos materiais que foram empregados neste estudo são apresentados no QUADRO 1.



FIGURA 1 – Pino de fibras de vidro envolvidas em matriz de resina



FIGURA 2 – Materiais empregados na confecção dos núcleos de preenchimento

QUADRO 1 – Nome comercial, classificação, composição* e fabricantes dos materiais empregados na confecção dos corpos-de-prova para o ensaio de resistência à fratura.

NOME COMERCIAL	CLASSIFICAÇÃO	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE
LUSCENT ANCHORS	Pino cônico, liso e ápice arredondado	Pino de fibras de vidro em matriz de resina	Dentatus USA Ltd.
FILTEK Z-250	Compósito restaurador universal fotopolimerizável	60% em volume de partículas monomodais de zircônia/sílica e matriz à base de Bis-GMA (bisfenol A - diglicidil éter metacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e Bis-EMA (bisfenol A – polietileno glicol dieter dimetacrilato)	3 M ESPE
DYRACT AP	Resina composta modificada por poliácido	Vidro de fluorsilicato de alumínio e estrôncio, fluoreto de estrôncio, resina TCB (tetracarboxil butano) e fotoiniciadores	Dentsply / Brasil
KETAC-MOLAR	Ionômero de vidro convencional	Pó - fluorvidro silicato e ácido policarbônico Líquido – ácidos policarbônico e tartárico e água	3 M ESPE
VITREMER	Ionômero de vidro modificado por resina	Pó - vidro de fluoraluminiosilicato, persulfato de potássio e ácido ascórbico Líquido - solução aquosa de ácido policarboxílico modificado, HEMA (2-hidroxiethyl-metacrilato) e canforoquinona	3 M ESPE
SINGLE BOND	Sistema adesivo de frasco único para aplicações diretas fotopolimerizáveis	Solução de água, álcool, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos e copolímeros dos ácidos poliacrílico e poliitaconico	3M ESPE
PRIME & BOND 2.1	Adesivo monocomponente fotopolimerizável	Solução à base de acetona contendo hidrofluoreto de cetilamina, resinas dimetacrilato e PENTA (monofosfato de dipentaeritrol pentacrilato)	Dentsply / Brasil
SELF CURE ACTIVATOR	Ativador químico do sistema Prime&Bond 2.1	Sulfinato de sódio aromático, acetona e etanol	Dentsply/Brasil
ENFORCE COM FLÚOR	Sistema multiuso de cimentação adesiva	Vidro de boro silicato de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica, bis-GMA, TEGDMA (triethylene glycol dimetacrilato), canforoquinona e peróxido de benzoila	Dentsply / Brasil
SOLIDEX	Resina composta micro-híbrida indireta fotopolimerizável	Matriz de Bis-GMA e UDMA contendo 39% em volume de carga inorgânica e 32% de filamentos orgânicos	SHOFU Inc.

*Informações fornecidas pelos respectivos fabricantes.

4.2. MÉTODO

4.2.1. SELEÇÃO, LIMPEZA E OBTENÇÃO DAS RAÍZES

Para a realização deste estudo, foram inicialmente selecionados 550 incisivos bovinos armazenados em solução de formol a 2%, pH 7.0, armazenados por período máximo de dez dias, que foram limpos com auxílio de lâmina de bisturi (Hufriedy do Brasil – Brasil) e curetas periodontais número 11-12 (Duflex – SS White – Brasil). Inicialmente foram excluídas as raízes que tivessem ápice aberto e apresentassem curvatura e, em seguida, as coroas foram removidas de modo a que restasse uma superfície radicular de 18mm, empregando-se disco diamantado dupla face (KG-Sorensen – Dentsply - Brasil) em baixa rotação (Kavo do Brasil S. A. Ind. e Com. - Brasil). Foi feita avaliação das raízes excluindo-se as que apresentassem grande diâmetro do canal radicular e foram selecionadas 87 raízes retas e com aproximadamente o mesmo volume de dentina. Em seguida, todas as raízes selecionadas foram desgastadas em politriz elétrica giratória (South Bay Technology – Brasil) com lixas de carbureto de silício nas granulações 120, 400, 600 e 1000 (Saint-Gobain Abrasivos Ltda. - Brasil) sob refrigeração a água até o comprimento de 17mm, aferido com paquímetro digital (Digimess Ind. e Com. Ltda. - Brasil).

Todas as raízes receberam uma marca com grafite a 2mm do término gengival e outra a 2mm do ápice, e ainda, uma terceira marca situada na metade das duas primeiras. Na altura dessas marcas as larguras vestibulo-palatinas e méso-distais foram tomadas por meio de paquímetro digital (FIG. 3). As raízes foram classificadas

por ordem crescente de diâmetro vestibulo-palatino tomando-se as 40 menores e identificadas numericamente. Para que houvesse uma distribuição homogênea dessas raízes nos diferentes grupos experimentais, foi realizado o sorteio respeitando-se a ordem crescente de tamanho. Assim, foram sorteadas quatro raízes com tamanho semelhante entre os quatro grupos experimentais, até se completar o número de amostras por grupo. Todas as raízes selecionadas apresentavam espessura de 2.5mm na parede vestibular, aferida com especímetro (Wilcos do Brasil Ind. e Com. Ltda - Brasil) (FIG. 4).

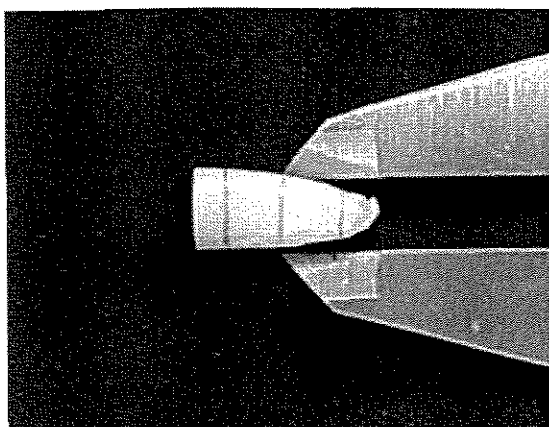


FIGURA 3 – Medição do diâmetro V-P da raiz previamente marcada com paquímetro digital

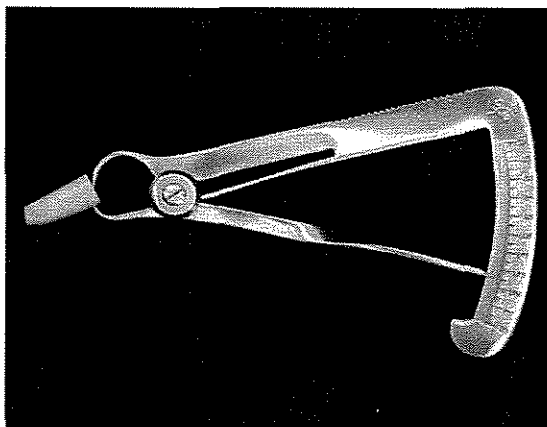


FIGURA 4 – Espessura da parede vestibular aferida com especímetro

4.2.2. GRUPOS EXPERIMENTAIS

Cada grupo experimental foi composto por dez unidades:

Grupo I: Pino de fibra de vidro, núcleo em resina composta e coroa em resina composta indireta.

Grupo II: Pino de fibra de vidro, núcleo em resina composta modificada por poliácido e coroa em resina composta indireta.

Grupo III: Pino de fibra de vidro, núcleo em ionômero de vidro convencional e coroa em resina composta indireta.

Grupo IV: Pino de fibra de vidro, núcleo em ionômero de vidro modificado por resina composta e coroa em resina composta indireta.

4.2.3. TRATAMENTO ENDODÔNTICO

A fim de se criar uma parada apical para o agente de cimentação do pino, as raízes foram obturadas pela Técnica da Compressão Hidráulica (DE DEUS, 1992), no comprimento de 16mm, com cone de guta-percha (Dentsply) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply), à base de hidróxido de cálcio (FIG. 5 e 6). Encerrada a obturação do canal, os dentes foram limpos em algodão umedecido em álcool.

4.2.4. EMBUTIMENTO DAS RAÍZES

4.2.4.1. COBERTURA COM CERA

Para se obter um espaço de 0,2 a 0,3mm correspondente ao espaço ocupado pelo ligamento periodontal (COOLIDGE, 1937), foi realizada uma cobertura das raízes com cera rosa.

Cera rosa número sete (Probem Lab. de Prod. Farmacêuticos e Odontológicos Ltda. - Brasil) foi colocada em um recipiente e aquecida em

plastificadora de godiva (Rigueto & Cia Ind. e Com. - Brasil) até a temperatura de 65°C (CARLINI, 1999). Essa temperatura foi controlada por termômetro (Fanem Ltda. - Brasil). Encontrando-se a cera na temperatura correta, as raízes foram apreendidas com pinça hemostática (Duflex) e imersas na cera em movimento único, descrevendo arco de parábola e, em seguida, imersas em água fria para o resfriamento da cera. Após o resfriamento, novas medidas foram tomadas no sentido de conferir se a espessura estava correta – 0,2 a 0,3mm, na altura das marcações prévias, ou seja, a 2mm do ápice, a 2mm do limite cervical e no centro das duas marcações, tendo por base as medidas anteriores relatadas na seleção das raízes.

4.2.4.2. INCLUSÃO DOS DENTES

Uma broca Gates Glidden foi fixada na embocadura do canal com cera pegajosa e presa a um delineador (Bio Art Ltda. - Brasil). A platina foi posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente, e sobre a mesma foi adaptado um anel metálico com 12mm de diâmetro interno por 30mm de altura como base. Sobre o anel foi posicionada uma película radiográfica, contendo uma perfuração na região central com 5mm de diâmetro. A haste vertical do delineador foi movimentada (FIG. 5) até que a perfuração da película ficasse 2mm aquém do limite cervical da raiz (marcação), fixando-se a raiz à película nessa posição com cera pegajosa (Probem)(FIG. 6).

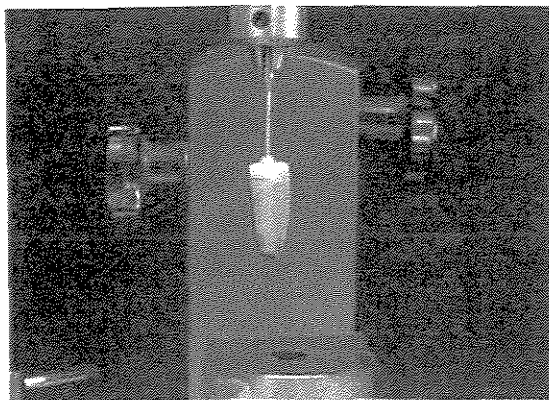


FIGURA 5 – raiz após o banho de cera presa à haste do delineador

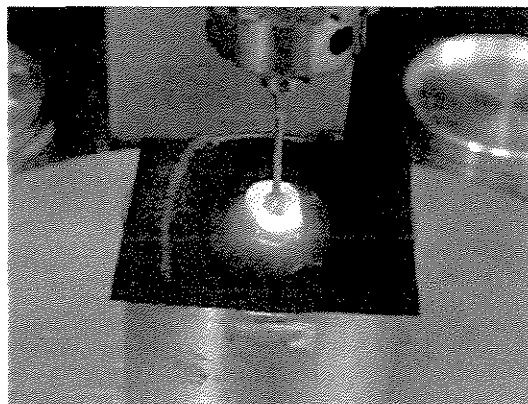


Figura 6 – raiz posicionada na perfuração da película e estabilizada com cera pegajosa

O conjunto raiz/película foi removido do delineador e posicionado sobre uma mesa perfurada com a raiz voltada para cima. Um anel de PVC (Tigre S. A. Tubos e Conexões - Brasil) com 15mm de diâmetro interno e 20mm de altura, foi posicionado ao redor da raiz de modo que a mesma permanecesse no centro do anel, que foi fixado à película através de cera 7 (FIG. 7). Em seguida, resina de poliestireno (Cromitec - Brasil) foi vertida no interior do anel de PVC até o seu total preenchimento. Após a polimerização da resina, o anel e a película radiográfica foram removidos e os cilindros de resina identificados de acordo com as raízes (FIG. 8).

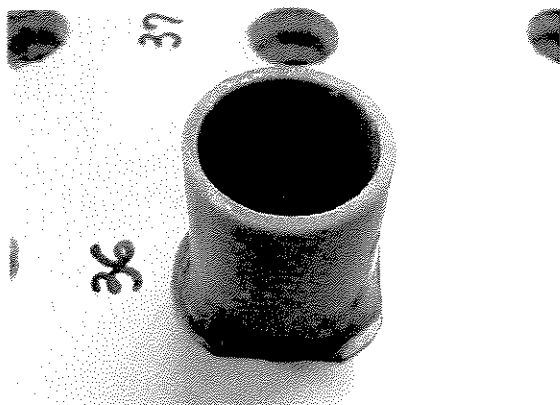


FIGURA 7 – anel de PVC posicionado sobre a película radiográfica contendo a raiz

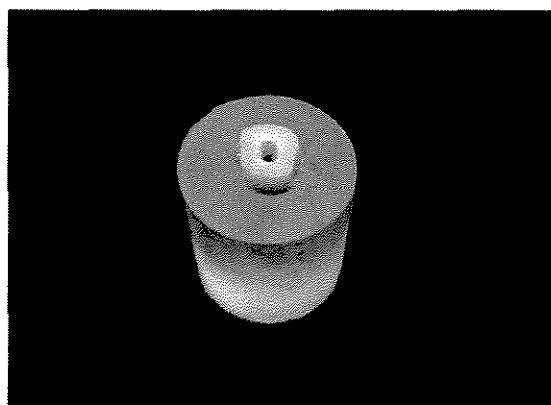


FIGURA 8 – cilindro de resina contendo a raiz após a remoção do anel e excessos de cera

4.2.5. LIGAMENTO PERIODONTAL

O espaço que seria ocupado pelo ligamento periodontal foi preenchido com poliéter Impregum F (3M ESPE – Sumaré - Brasil) que também serviu para fixar a raiz em seu alvéolo artificial. Para isso, as raízes foram removidas dos cilindros de resina e a cera foi limpa com espátula lecron (Duflex), água quente e jatos de bicarbonato de sódio (Profi II – Dabi Atlante Ltda. - Brasil). Após secar a raiz e o alvéolo artificial com jato de ar, uma camada do adesivo foi aplicada em ambas as superfícies com pincel fornecido pelo fabricante; em seguida, pasta base e catalisadora foram dispensadas em comprimentos iguais em bloco de espatulação fornecido pelo fabricante, manipuladas com auxílio de espátula 36 (Duflex), e aplicadas sobre as raízes e seus alvéolos artificiais, inserindo-se imediatamente as mesmas até a marca a 2mm do limite cervical, inicialmente demarcada. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 15.

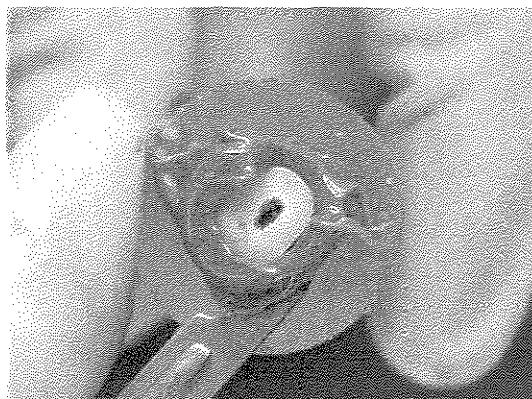


FIGURA 9 – remoção dos excessos com lâmina de bisturi após a polimerização do Impregum F

4.2.6. PREPARO DO CANAL RADICULAR

O preparo do canal radicular seguiu as recomendações do fabricante do pino Luscent Anchors (Dentatus USA Ltd. – USA), sendo utilizados pinos de tamanho médio (1,6 mm de diâmetro) com 17 mm de comprimento.

O canal foi desobturado com broca Gates Glidden número 5 no comprimento de 12mm controlado através de cursor. Em seguida, a broca fornecida pelo fabricante (FIG. 10) foi inserida no canal, no mesmo comprimento da desobturação, em movimento único. Terminado o preparo do canal radicular, o mesmo foi lavado com jatos de ar/água da seringa tríplice e secado com jato de ar.

4.2.7. CIMENTAÇÃO DO PINO

Inicialmente, foi feita a prova do pino no canal previamente preparado. Em seguida, o pino foi limpo com algodão umedecido em álcool, de acordo com a recomendação do fabricante, e secado com jato de ar (FIG. 11).

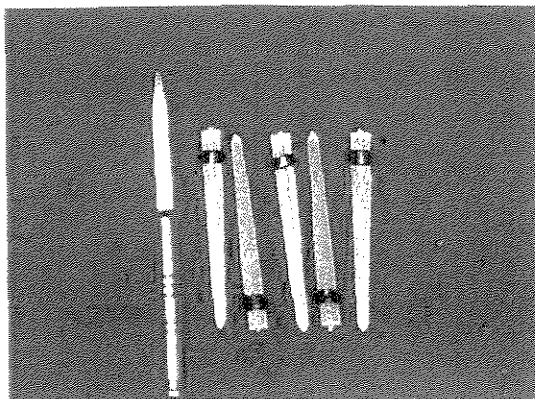


FIGURA 10 – alargador e pinos do sistema Luscent Anchors

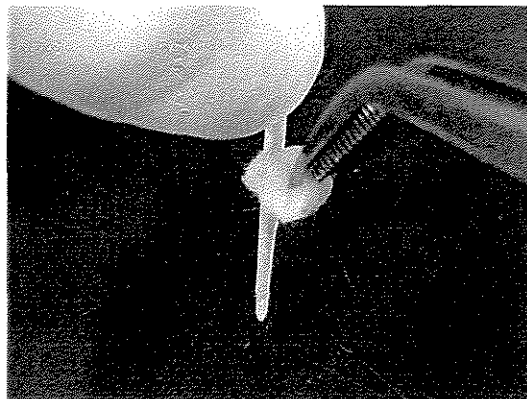


FIGURA 11 – limpeza do pino com bolinha de algodão umedecida em álcool

Através de seringa, o ácido fosfórico em gel a 37% (Dentsply) foi aplicado no interior do canal por 15 segundos, e o canal foi lavado pelo mesmo período de tempo com jato de ar/água, em seguida, o excesso de água foi removido com cones de papel absorvente (Tanari – Tanariman Ind. Ltda. - Brasil) levados ao interior do canal durante 5 segundos. Uma gota de Prime & Bond 2.1 e de Self Cure Activator (Dentsply) foram proporcionadas em pote dappen, misturadas e aplicadas no interior do conduto com pincel (Microbrush Co. - USA) e na superfície do pino previamente à cimentação. Os excessos foram removidos do interior do conduto com pontas de papel absorvente e foi aplicado suave jato de ar.

Partes iguais de pasta base matizada (cor A2) e pasta catalisadora do agente para cimentação Enforce foram proporcionadas sobre placa de vidro e misturadas por 20 segundos com espátula 24 (Duflex). O cimento foi aplicado sobre a superfície do pino com auxílio de espátula e inserido no interior do canal com broca de lentulo e, em seguida, o pino foi posicionado no canal, os excessos removidos com espátula Thompson (Reliance Dental MFG Co. - USA) e cada face foi fotoativada com aparelho Degulux (Degussa – Alemanha) por 30 segundos, segundo recomendação do fabricante (FIG. 12 e 13).

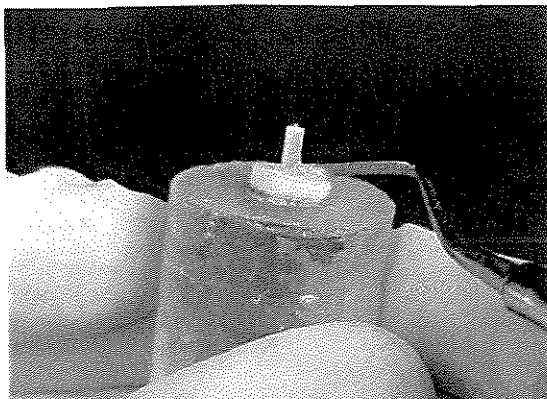


FIGURA 12 – remoção dos excessos de cimento após o posicionamento do pino



FIGURA 13 – fotoativação do cimento a partir da superfície incisal

4.2.8 PORÇÃO CORONÁRIA DO PINO

A fim de padronizar a porção coronária dos pinos, foram obtidos quarenta modelos em gesso tipo II (Herodent) a partir da moldagem da porção coronária do sistema NucleoJet (Angelus Soluções Odontológicas - Brasil).

Os modelos foram posicionados em grupos de oito em uma plastificadora a vácuo (Plastivac-Bio Art), o acetato (Bio Art) aquecido e movimentado em direção à mesa, enquanto o vácuo foi acionado. Depois de resfriado, o acetato foi removido e as matrizes obtidas foram desincluídas do gesso através de espátula lecron. Novo acetato foi aquecido e este procedimento foi repetido até a confecção de quarenta matrizes, que posteriormente foram utilizadas na confecção dos núcleos coronários.

4.2.9. CONFEÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO

De acordo com ASSIF *et al.* (1989), quando se confecciona uma restauração protética, as forças transversais são transferidas para a região gengival do

preparo. Como se pretendia avaliar o material usado como núcleo de preenchimento, não foi realizado o abraçamento da estrutura dental remanescente.

4.2.9.1. NÚCLEO DE PREENCHIMENTO EM RESINA COMPOSTA

A superfície do pino e toda a região gengival exposta foram condicionadas por 15 segundos com ácido fosfórico a 35% (3M ESPE), lavadas por 15 segundos com jato de ar/água e o excesso de água foi removido com bolinha de algodão seco. Em seguida, duas camadas consecutivas do adesivo Single Bond foram aplicadas em toda a superfície com auxílio de pincel (micro-brush) e, após 30 segundos, um jato de ar foi aplicado por 3 segundos à distância de aproximadamente 20cm. As superfícies foram fotoativadas por 10 segundos cada, segundo recomendação do fabricante.

Inicialmente um incremento distal de aproximadamente 2,0mm de resina composta Filtek Z-250, cor A3, foi colocado sobre a superfície do pino com auxílio de espátula Thompson (Reliance Dental MFG Co. - USA), sendo o mesmo fotoativado por 20 segundos, segundo a recomendação do fabricante. Foi colocado um incremento mesial e outro em direção à incisal, ambos fotoativados da mesma maneira supra citada (FIG. 14). Em seguida, a matriz foi preenchida totalmente com o compósito e posicionada sobre o pino. Os excessos foram removidos, e cada face foi fotoativada por 20 segundos.

A matriz foi removida através de um corte lateral na mesma com lâmina de bisturi. A fim de garantir uma polimerização mais efetiva, cada face foi novamente

fotoativada por 20 segundos. Após 24 horas de armazenamento em água destilada, foi realizado acabamento do término gengival, em baixa rotação, com ponta diamantada 2135 F (KG Sorensen - Brasil) (FIG. 15).

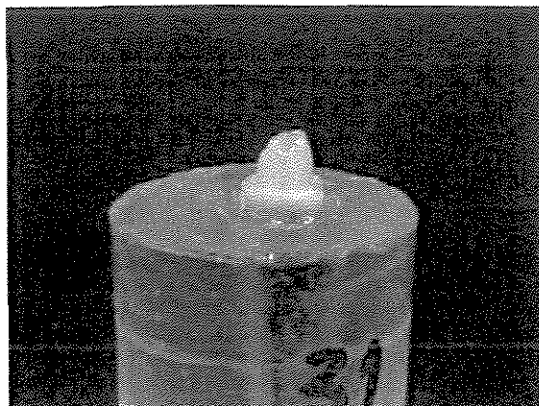


FIGURA 14 – aspecto do núcleo em resina composta após a colocação de um incremento mesial e um distal

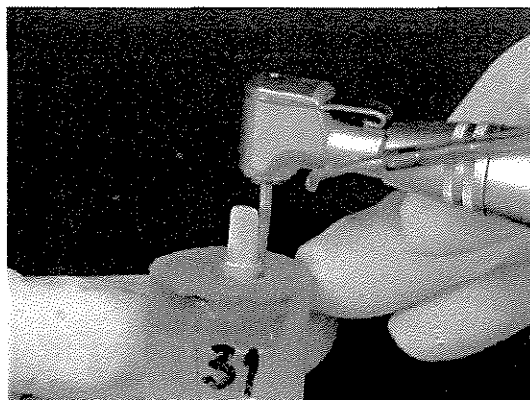


FIGURA 15 – acabamento do núcleo em resina composta

4.2.9.2. NÚCLEO DE PREENCHIMENTO EM RESINA COMPOSTA MODIFICADA POR POLIÁCIDO

Pino e superfície cervical receberam condicionamento por 15 segundos com ácido fosfórico a 37%, foram lavados por 15 segundos com jato de ar/água e o excesso de água foi removido com bolinha de algodão úmido (recomendação do fabricante). O adesivo dentinário Prime&Bond 2.1 foi aplicado abundantemente através de pincel saturado de adesivo sobre toda a superfície, aguardou-se o tempo de 30 segundos e secou-se toda a superfície com jato de ar por 5 segundos à distância de ± 20 cm. Cada face foi fotoativada por 10 segundos. O adesivo foi novamente aplicado, imediatamente secado e fotoativado.

Em seguida, um compule de Dyract AP pré-dosado, cor A3, foi devidamente instalado em seringa Centrix (3M ESPE) e um incremento de aproximadamente 2,0mm foi colocado sobre o pino, inicialmente na face distal, sendo fotoativado por 40 segundos. Em seguida foi colocado um incremento mesial e um terceiro em direção à incisal. Finalmente, a matriz foi preenchida com o compômero e posicionada sobre a porção coronária. Excessos foram removidos com auxílio de espátula e cada face foi fotoativada por 40 segundos (FIG. 16).

Após a remoção da matriz, cada face foi novamente fotoativada por 40 segundos. O acabamento do término cervical foi feito da mesma maneira que para o grupo anterior.

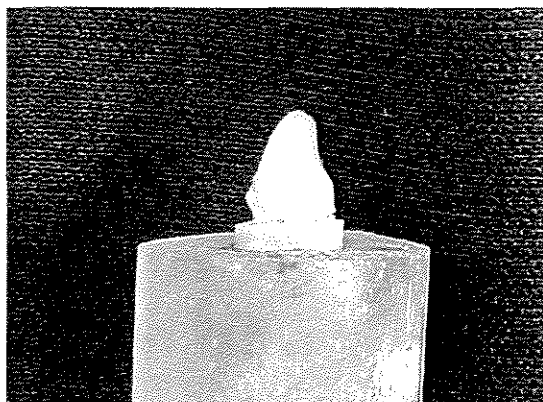


FIGURA 16 – aspecto do núcleo previamente à remoção da matriz

4.2.9.3. NÚCLEO DE PREENCHIMENTO EM IONÔMERO DE VIDRO CONVENCIONAL

A fim de preparar a superfície, o líquido do Ketac Molar foi aplicado com auxílio de bolinha de algodão sobre estrutura dental e pino, de acordo com recomendação do fabricante. Após o período de 30 segundos, foi aplicado jato de ar por 5 segundos a 20cm. Pó e líquido do Ketac-Molar, cor A3, foram dispensados em placa de vidro na proporção 3:1 em peso, ou seja, 0,6g de pó e 0,2g de líquido (FIG. 17), aferida em balança analítica de precisão 0,001 (MK 2000B – YMC Co. Ltd. - Japão) e aglutinados com espátula 24, sendo a mistura inserida em uma ponta (LCCV 0,5mm – DFL - Brasil) para seringa Centrix. Depois disso, o ionômero foi injetado na matriz plástica e a mesma foi posicionada sobre o pino. Os excessos foram retirados com espátula Thompson e, decorridos 7 minutos do início da mistura, de acordo com recomendação do fabricante, a matriz foi removida e o núcleo em ionômero de vidro foi protegido (FIG. 18) com uma fina camada de Finishing Gloss (3M ESPE) aplicada com auxílio de pincel e fotoativada por 20 segundos em cada face. Após 24 horas, foi realizado o acabamento do término gengival sob refrigeração a água e o núcleo foi novamente protegido.

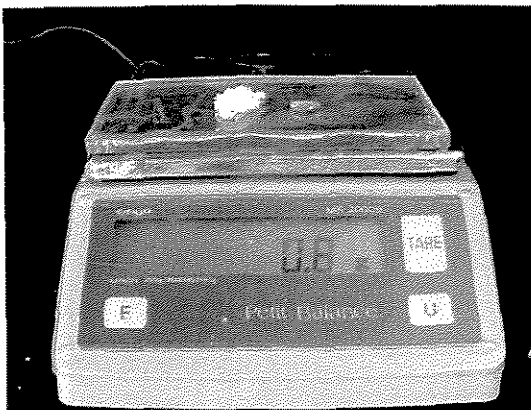


FIGURA 17 – pó e líquido do ionômero proporcionados em balança de precisão

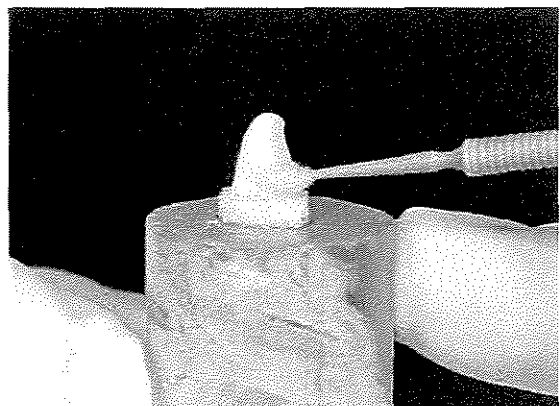


FIGURA 18 – aplicação de “finishing gloss” para proteção do núcleo em ionômero

4.2.9.4. NÚCLEO DE PREENCHIMENTO EM IONÔMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA

Aplicou-se inicialmente o primer do Vitremer sobre estrutura dental e pino. Após o período de 30 segundos, aplicou-se um jato de ar por 15 segundos a aproximadamente 20cm de distância e cada superfície foi fotoativada por 20 segundos. Em seguida, pó e líquido do Vitremer na cor A3 foram dispensados na proporção 2,5/1 em peso, ou seja, 0,5g de pó e 0,2 g de líquido, em uma placa de vidro (aferida em balança de precisão), e aglutinados com auxílio de uma espátula 24. A mistura foi devidamente inserida em uma ponta para seringa Centrix e injetada na matriz plástica, sendo esta, imediatamente, posicionada sobre o pino e, após a remoção dos excessos, o conjunto foi fotoativado por 40 segundos a partir da face incisal (recomendação do fabricante). Encerrada a polimerização, a matriz foi removida e o núcleo foi protegido com uma fina camada de Finishing Gloss aplicada com auxílio de pincel, sendo fotoativada por 20 segundos em cada face.

Após 24 horas, o acabamento do término gengival foi feito da mesma forma que para o grupo anterior e o Vitremer foi novamente protegido.

4.2.10. COROAS PROTÉTICAS

4.2.10.1. CONFECÇÃO DAS MATRIZES-PADRÃO

Foi esculpida em Duralay (Reliance) uma coroa de incisivo central superior com as dimensões médias de um incisivo central superior humano citadas por Picosse (1979). A partir dessa coroa foram obtidos 10 modelos em gesso pedra tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Ind. e Com. – Brasil) que foram utilizados para a confecção de matrizes plásticas em plastificadora a vácuo como descrito anteriormente.

Essas matrizes foram confeccionadas para se padronizar o tamanho e a forma das coroas confeccionadas em resina composta indireta Solidex (Shofu Inc. – Japão).

4.2.10.2. MOLDAGEM DOS NÚCLEOS

Para a confecção das coroas, após 5 dias de armazenagem em água destilada em estufa a 37° C, foram moldados a porção coronária e o remanescente radicular com moldeiras individuais (FIG. 19) confeccionadas a partir de anéis de cobre, com 12mm de diâmetro e 12mm de altura, envolvidos por resina acrílica (Artigos Odontológicos Clássico Ltda - Brasil), e poliéter Impregum F.

Uma camada do adesivo do sistema Impregum foi aplicada no interior da moldeira e seca com ar, pasta base e catalisadora foram dispensadas em comprimentos iguais em bloco de espatulação fornecido pelo fabricante, manipuladas com auxílio de espátula 36, e aplicadas no interior da moldeira, que foi posicionada

sobre o núcleo/raiz. Após a completa polimerização, o molde foi removido e lavado e secado com um leve jato de ar da seringa tríplice.

4.2.10.3. CONFECÇÃO DOS MODELOS

Depois de uma hora, recomendação do fabricante, o molde teve sua base envolvida por uma tira de cera rosa para que, posteriormente, se formasse uma base em gesso. O molde foi posicionado sobre um vibrador e gesso pedra tipo IV previamente dosado na proporção 20ml de água/100g de pó e espatulado a vácuo, foi vertido no interior do molde com auxílio de pincel, até seu completo preenchimento. Após 50 minutos, o modelo foi removido e identificado de acordo com a raiz e o molde descartado (FIG. 20).

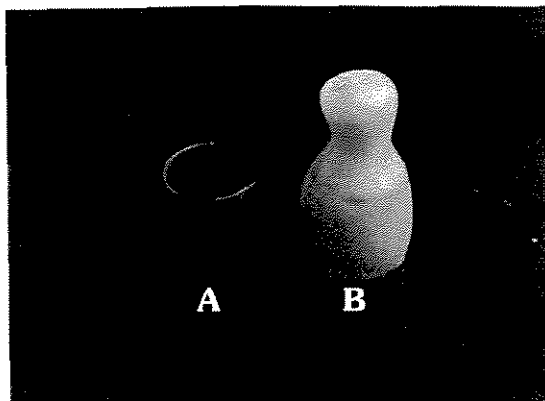


FIGURA 19 – A: anel metálico a partir do qual foi confeccionada a moldeira
B: moldeira em resina acrílica finalizada

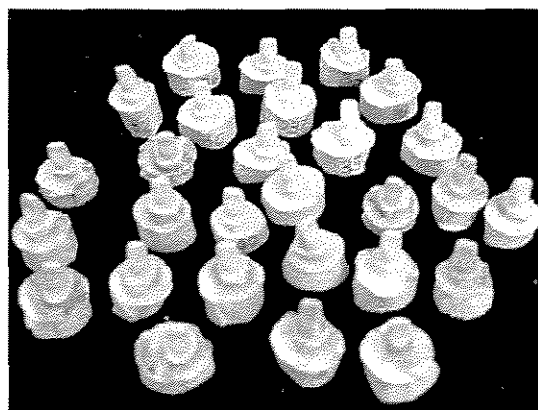


FIGURA 20 – modelos dos núcleos em gesso especial

4.2.10.4. CONFECÇÃO DAS COROAS TOTAIS ESTÉTICAS

Sobre o modelo isolado com uma camada de Rubber Sep (Polidental Imp. - Brasil), aplicado através de pincel, um incremento de resina composta de aproximadamente 1mm foi acomodado com espátula Thompson de modo a formar uma base, e o modelo foi levado à unidade polimerizadora EDG-LUX (EDG Equipamentos e Controles Ltda. - Brasil) por 2 minutos (segundo recomendação do fabricante do equipamento). Novos incrementos de 1mm foram acomodados e novamente polimerizados como descrito anteriormente. Faltando aproximadamente 1mm para a finalização da anatomia, a matriz foi preenchida com a resina composta Solidex e colocada sobre a base da restauração, sendo o modelo levado à unidade polimerizadora por mais 2 minutos. Em seguida, a matriz foi removida e a coroa levada ao forno por 7 minutos adicionais, para a polimerização final da restauração (FIG. 21).

Na concavidade palatina, 5mm acima do término cervical da restauração, foi confeccionado um nicho através do desgaste da resina composta em aproximadamente metade da ponta ativa da broca de aço número 8 (Edenta AG - Brasil), em baixa rotação. Esse nicho foi utilizado para o posicionamento da ponta no carregamento tangencial de compressão.

Todas as coroas receberam acabamento com pontas de borracha abrasivas (Exa-Intrapol – Shofu Inc.) e disco de feltro associado a pasta diamantada (Kota Ind. e Com. Ltda. - Brasil).

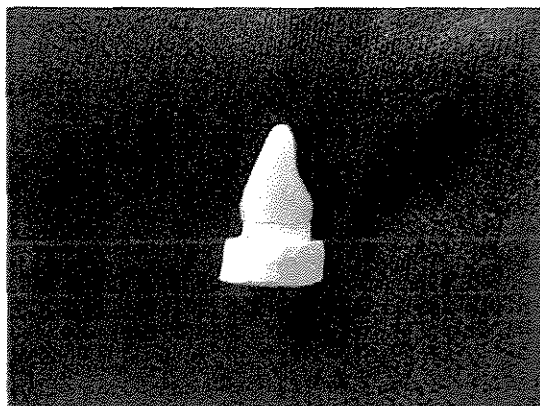


FIGURA 21 – coroa em resina composta indireta finalizada

4.2.10.5. TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE INTERNA DA COROA

As coroas em resina composta híbrida indireta do sistema Solidex receberam jateamento da superfície interna com óxido de alumínio ($50\mu\text{m} - 60\text{lb/pol}^2$) durante 5 segundos e foram lavadas e secas com jato de ar. O condicionamento com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply) foi feito por 60 segundos, seguindo recomendação do fabricante do agente de cimentação, e cada coroa foi novamente lavada e secada com jato de ar.

Para a silanização, uma gota do primer e uma gota do ativador do silano foram dispensadas em pote dappen e, após o período de cinco minutos, aplicadas com auxílio de pincel em toda a superfície interna da coroa. Aguardou-se 20 segundos e aplicou-se um jato de ar. Nova camada foi aplicada e novamente secada.

4.2.10.6. CIMENTAÇÃO DA COROA EM RESINA COMPOSTA

Após a confecção dos núcleos de preenchimento, as amostras foram armazenadas em água destilada por sete dias a 37° C e, em seguida, as coroas foram cimentadas. Para tanto, as margens do preparo, assim como o núcleo de preenchimento, receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos. Em seguida, as superfícies foram lavadas por 15 segundos com jato de ar/água e o excesso de água foi removido com uma bolinha de algodão úmido (segundo recomendação do fabricante do agente de união). O adesivo dentinário Prime&Bond 2.1 foi aplicado abundantemente através de pincel saturado de adesivo sobre toda a superfície, aguardou-se o tempo de 30 segundos e secou-se toda a superfície com jato de ar por 5 segundos à distância de 20cm. Cada face foi fotoativada por 10 segundos.

Pasta base matizada e pasta catalisadora do agente para cimentação Enforce foram dispensadas em proporções iguais sobre placa de vidro e misturadas por 20 segundos com espátula 24. O cimento foi aplicado sobre a superfície interna da coroa e esta foi assentada sobre o núcleo com pressão digital, os excessos foram removidos e cada face foi fotoativada por 30 segundos sob pressão digital (FIG. 22 e 23).

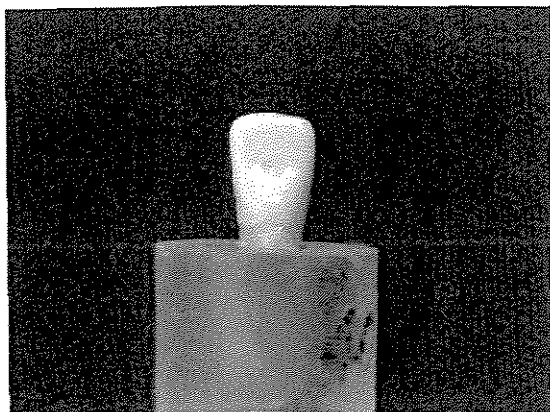


FIGURA 22 – aspecto palatino da coroa após a cimentação

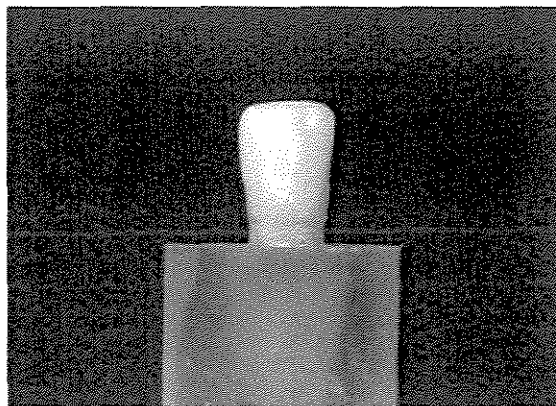


FIGURA 23 – aspecto vestibular da coroa após a cimentação

Após a cimentação, as amostras foram mantidas em estufa (Fanem) a 37°C e ambiente úmido, durante sete dias. Decorrido esse período, as mesmas foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura.

4.2.11. ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Para o ensaio de fratura, foi utilizado um suporte em aço inoxidável – 70mm de altura por 70mm de base – possuindo um plano inclinado em relação à base de 45°, com uma cavidade cilíndrica na porção central, medindo 21mm de diâmetro por 20mm de profundidade. Esse suporte permitiu que o carregamento fosse aplicado em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo da amostra (MOYERS, 1977; STRUB *et al.*, 2001).

O cilindro de resina poliestirênica contendo a amostra foi posicionado na cavidade do suporte metálico com a face palatina da coroa voltada para a ponta ativa da Máquina Universal de Ensaio (INSTRON modelo 4411 – Instron Co. - Inglaterra)

com célula de carga de 500kg, sendo aplicado o carregamento tangencial de compressão, à velocidade de 0,5mm/min (FIG. 24).

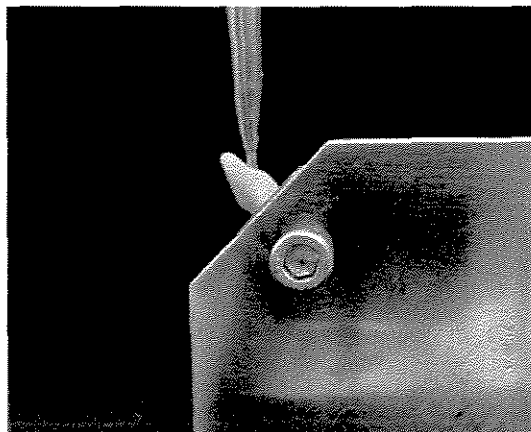


FIGURA 24– detalhe do dente posicionado para o ensaio de compressão

Os resultados obtidos foram expressos em quilograma – força (kgf) e submetidos à análise estatística.

4.2.12. ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Após o ensaio de resistência, as fraturas apresentadas pelas amostras foram classificadas (PAULILLO, 2001) de acordo com a FIG. 25.

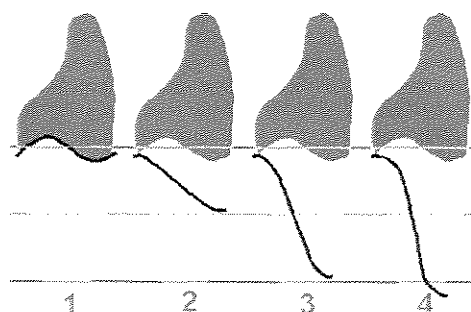


FIGURA 25. Ilustração dos padrões de fratura considerados na classificação das amostras.

1. Fratura no núcleo
2. Fratura no terço gengival da raiz
3. Fratura no terço médio da raiz
4. Fratura no terço apical da raiz

4.2.13. DELINEAMENTO ESTATÍSTICO

A análise estatística foi realizada seguindo um delineamento inteiramente ao acaso (TAB. 1).

TABELA 1. Delineamento estatístico para o ensaio de resistência à fratura de diferentes núcleos de preenchimento associados a pino estético pré-fabricado e coroa total em resina composta indireta.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade
TRATAMENTOS	03
RESÍDUO	33
TOTAL	36

5. RESULTADOS

Os dados obtidos no ensaio de resistência à fratura (ANEXO 1) foram submetidos à Análise de Variância. Para a tomada de decisões foi determinado o limite de 5% de probabilidade ($\alpha=0,05$) e o resultado dessa na análise é apresentado na TAB. 2.

TABELA 2. Resultado da Análise de Variância para o ensaio de resistência à fratura de materiais restauradores utilizados como núcleo associados a pino intra-radicular de fibra de vidro.

Fonte de Variação	GL	SQ	QM	F	Pr>F
Materiais	3	2818,056823	939,352274	5,03	0,0056
Resíduo	33	6162,913388	186,754951		
Total	36	8980,970211			

Coeficiente de Variação: 23,224

O resultado da Análise de Variância apontou o valor de F igual a 5,03 significativo ao nível de 5% de probabilidade. O coeficiente de variação foi de 23,224%, aceitável para um estudo *in vitro*.

Para melhor evidenciar o resultado da Análise de Variância foi aplicado o Teste de Tukey. Também foi determinado o limite de 5% de probabilidade para a tomada de decisões. O resultado desse teste é apresentado na TAB. 3 e GRAF. 1.

TABELA 3. Resultado do teste de Tukey para o ensaio de resistência à fratura de materiais restauradores utilizados como núcleo associados a pino intra-radicular de fibra de vidro.

Material	N	Média (Desvio Padrão)	Tukey
RC	9	71,974 (16,067)	a
IM	9	62,153 (10,719)	ab
IV	9	51,998 (13,916)	b
RM	10	50,207 (13,454)	b

Diferença mínima significativa: 17,206

RC – resina composta; IM – ionômero de vidro modificado por resina; IV – ionômero de vidro convencional; RM – resina composta modificada por poliácido

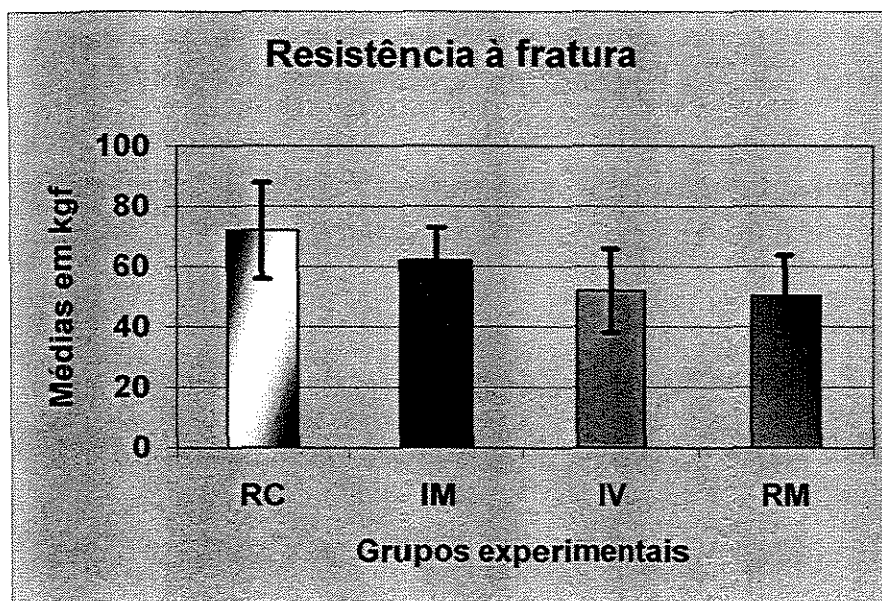


GRÁFICO 1. Gráfico ilustrativo dos resultados de resistência à fratura, evidenciando média e desvio padrão.

O Teste de Tukey mostrou que a maior média de resistência à fratura foi apresentada pelo grupo no qual resina composta foi empregada como material para núcleo, porém não houve diferença estatística significativa entre este e o grupo com

núcleo em ionômero de vidro modificado por resina. Houve, entretanto, diferença significativa entre o grupo que empregou resina composta e os grupos nos quais os núcleos foram confeccionados em ionômero de vidro convencional e resina composta modificada por poliácido, que não diferiram entre si. O grupo de núcleo em ionômero de vidro modificado por resina não diferiu dos demais grupos avaliados.

ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

O padrão de fratura foi analisado segundo a FIG. 25 e o resultado é apresentado na TAB. 4. Exemplos dos padrões de fratura obtidos após aplicação do carregamento podem ser observados nas FIG. 26 a 29.

TABELA 4. Resultado da análise do padrão de fratura para o ensaio de resistência ao carregamento tangencial de compressão.

TIPO DE FRATURA				
Grupo	Tipo I - núcleo	Tipo II - terço gengival	Tipo III - terço médio	Tipo IV - terço apical
RC	9	----	----	----
IM	9	----	----	----
IV	9	----	----	----
RM	10	----	----	----

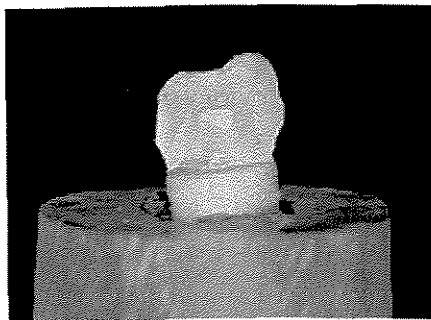


FIG. 26 - Fratura da amostra com núcleo em resina composta

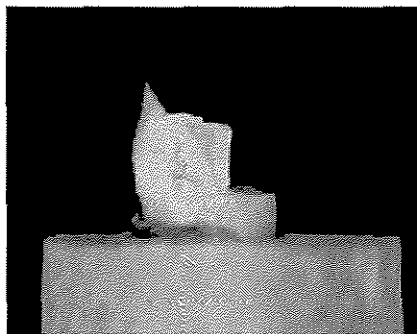


FIG. 27 - Fratura da amostra com núcleo em ionômero de vidro modificado por resina

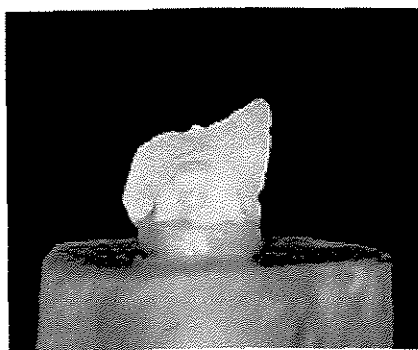


FIG. 28 - Fratura da amostra com núcleo em ionômero convencional

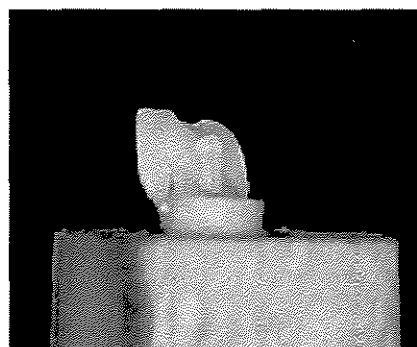


FIG. 29 - Fratura da amostra com núcleo em resina composta modificada por poliácido

6. DISCUSSÃO

O tratamento de dentes anteriores não vitais, extensamente destruídos, necessita de uma ancoragem radicular para promover retenção e estabilidade à restauração protética (CHRISTENSEN, 1996; PAULILLO, 2001).

Essa retenção pode ser realizada empregando-se núcleo metálico fundido ou pino pré-fabricado associado a núcleo de preenchimento (MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998). Entretanto, o emprego de restaurações indiretas livres de metal, que apresentam maior translucidez e propriedades estéticas similares às da estrutura dental, levou à necessidade de se empregar sistemas de pinos intra-radiculares que satisfaçam exigências estéticas como semelhança de coloração entre o núcleo de preenchimento e a dentina e evitar o escurecimento do terço gengival da restauração e da gengiva marginal circundante (FERRARI *et al.*, 2000).

Os pinos de fibra de vidro, por sua translucidez e semelhança de coloração com a estrutura dental, permitem a passagem de luz através do dente e da restauração, favorecendo um bom resultado estético (NASH & LEINFELDER, 1998).

Adicionalmente, os pinos do sistema “Luscent Anchors”, utilizados neste estudo, possuem a mesma matriz de resina do sistema “Luminex”, segundo o seu fabricante. Esse sistema transmite luz através do longo eixo do pino, aumentando o grau de conversão da resina composta (LUI, 1994). Desta maneira, o pino de fibra de

vidro poderia favorecer, no terço apical do canal radicular, a polimerização do agente de fixação resinoso de dupla cura empregado para cimentação do pino.

ASSIF *et al.*, em 1989, avaliaram a distribuição de tensões através de modelo fotoelástico, evidenciando que, quando são empregados carregamentos laterais, a concentração de tensões na região apical é menor para os pinos metálicos cônicos, provavelmente devido à maior espessura de dentina na região apical proporcionada por esse desenho de pino. De maneira análoga, neste estudo, o formato cônico do pino de fibra de vidro permitiu maior espessura de dentina remanescente no terço apical, permitindo a distribuição de tensões, o que favorece a indicação clínica desse sistema.

A porção coronária dos pinos de fibra de vidro deve ser reconstruída com materiais que favoreçam a estética e a translucidez da restauração indireta, entretanto o núcleo de preenchimento tem a finalidade de dar retenção e estabilidade à restauração protética. A análise fotoelástica de raízes restauradas com pino pré-fabricado e núcleo de preenchimento com e sem coroas cimentadas evidenciou que a presença da mesma faz com que a concentração de tensões ocorra nas margens da restauração (ASSIF *et al.*, 1989). Para se evidenciar o efeito do material de preenchimento – núcleo – sobre a resistência à fratura quando são empregadas coroas totais em resina composta indireta, neste estudo não foi feito abraçamento radicular, a fim de que as tensões incidissem sobre a parede axial do núcleo de preenchimento.

Os resultados do teste de Tukey para resistência à fratura evidenciaram melhor comportamento quando o material empregado para núcleo foi a resina composta microhíbrida Z-250. As resinas compostas microhíbridas apresentam importantes propriedades mecânicas que associam elevada resistência à compressão e à tração (SAYGILI & SAHMALI, 2002) a um baixo módulo de elasticidade (ANUSAVICE *et al.*, 1998). Essa propriedade confere ao material menor rigidez e maior resiliência, fazendo com que as tensões geradas pelo carregamento fossem absorvidas e dissipadas pelo núcleo ao invés de serem transferidas à interface núcleo/pino, promovendo valores mais altos de resistência à fratura. Esse resultado corrobora com REAGAN *et al.* (1999), que afirmaram que o menor módulo de elasticidade de um material para núcleo está relacionado à maior absorção de impactos durante carregamento cíclico, prevenindo a falha do sistema pino/núcleo. A associação de propriedades mecânicas elevadas e o emprego de sistemas adesivos dentinários que promovem efetiva união da resina à dentina faz com que as resinas compostas possam ser empregadas clinicamente para a confecção de núcleos de preenchimento (CHO *et al.*, 1999).

O bom comportamento da resina composta para a confecção de núcleos encontrado neste trabalho também foi verificado em um estudo de CHANG & MILLSTEIN (1993), no qual o compósito apresentou resultados superiores de resistência à compressão quando comparado ao amálgama e à resina composta reforçada por titânio, independente da espessura de cobertura do pino pré-fabricado.

Segundo CHRISTENSEN (1993), um material para núcleo deve apresentar, no mínimo, a mesma resistência à compressão da dentina (40000 lb/pol²), e somente as resinas compostas possuem essa propriedade, pois os materiais ionoméricos convencionais e modificados por resina apresentam aproximadamente a metade desse valor.

Segundo UNO & ASMUSSEN (1990) a contração de polimerização é um grande inconveniente clínico dos compósitos que pode limitar sua aplicação. A contração de polimerização está relacionada ao fator cavitário, que é a relação entre o número de superfícies aderidas e o número de superfícies livres, ou seja, quanto mais alto o fator de configuração cavitária, menor a capacidade de a resina composta compensar as tensões geradas por essa contração (FEILZER *et al.*, 1987). Entretanto, neste estudo a contração do compósito foi controlada pela colocação do material em pequenos incrementos e pelo baixo fator de configuração cavitária, pois as superfícies aderidas se resumiram ao pino e à parede gengival da raiz, permitindo o escoamento do material durante sua polimerização, indicando a viabilidade clínica dessa técnica.

TALEGHANI & MORGAN (1987), contudo, afirmam que apesar dos compósitos apresentarem vantagens como facilidade de manipulação, possibilidade de finalização do núcleo na mesma sessão e por não necessitarem de equipamentos especiais, o seu coeficiente de expansão térmico-linear três vezes maior que o da dentina poderia levar ao desenvolvimento de cárie recorrente, sendo importante analisar o emprego de materiais que apresentem potencial de liberação de íons flúor.

Neste estudo os valores de resistência à fratura do ionômero de vidro modificado por resina – Vitremer - não apresentaram diferença estatística significativa dos valores da resina composta. Este resultado parece estar relacionado com o comportamento visco-elástico do ionômero resinoso, pois MEYER *et al.* (1998) avaliaram materiais ionoméricos e resinosos e observaram que o ionômero de vidro modificado por resina tem maior capacidade de se deformar elasticamente, antes de apresentar deformação plástica, quando comparado a ionômero convencional e resina composta modificada por poliácido. Essa capacidade de absorver tensões, antes da deformação plástica pode ter sido responsável pelo comportamento do Vitremer em relação à resistência à fratura.

A deformação elástica que ocorre inicialmente parece estar relacionada à maior resistência coesiva encontrada por MITRA (1991a). A autora afirmou que a fotoativação dos ionômeros de vidro resinosos, em adição à reação ácido-base, aumenta essa resistência, proporcionando melhores propriedades mecânicas. Essas propriedades associadas ao potencial de união destes materiais à estrutura dental (MATHIS & FERRACANE, 1989; FRIEDL *et al.*, 1995), promoveram um comportamento semelhante ao da resina composta.

A ocorrência de reação ácido-base a despeito da polimerização iniciada por luz visível dos materiais ionoméricos modificados por resina foi evidenciada por um estudo de ATTIN *et al.* (1996), que observaram que não houve redução dos valores

de microdureza em profundidade. Em contrapartida, os autores encontraram valores inferiores de resistência à compressão e resistência à flexão que não corroboram com os resultados encontrados neste estudo. Essa diferença de resultados pode ser creditada à presença de uma restauração em resina composta indireta envolvendo o Vitremer.

Entretanto, KERBY *et al.*, em 1997, encontraram valores semelhantes de resistência à compressão entre resina composta e ionômero de vidro modificado por resina. Os autores afirmaram ainda que quando for necessário o emprego de materiais em incrementos que excedam 2mm de espessura, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina devem ser empregados devido à sua capacidade de se polimerizarem na ausência de luz.

A análise estatística dos resultados evidenciou ainda valores de resistência à fratura inferiores quando o núcleo de preenchimento foi construído em ionômero de vidro convencional – Ketac Molar - quando comparado à resina composta. Este, entretanto, não diferiu do ionômero modificado por resina. ATTIN *et al.* (1996) avaliaram as propriedades de materiais ionoméricos e resinosos e observaram semelhança entre o módulo de elasticidade do ionômero convencional e da resina composta, mas valores inferiores de resistência à flexão para o ionômero. Essas propriedades caracterizam um material friável, ou seja, com baixa resistência coesiva o que, neste estudo, parece ter sido fundamental para promover a fratura com menores valores de resistência do núcleo de preenchimento confeccionado com o Ketac Molar.

Os resultados encontrados neste estudo corroboram com um trabalho feito por GLADYS *et al.* (1996), pois os autores observaram elevados valores de resistência à fratura e à fadiga para a resina composta, e o ionômero convencional falhou precocemente em ambos os ensaios. CHO *et al.* (1999) também encontraram valores de resistência à compressão duas vezes maiores e médias de resistência à tração diametral três vezes maiores para a resina composta quando comparada ao ionômero de vidro.

Comparando ionômero convencional e ionômero modificado por resina, SIDHU & WATSON (1995) afirmaram que os materiais ionoméricos híbridos exibem melhor comportamento que os ionômeros convencionais quando sujeitos a carregamento, devido a seu potencial de deformação e a seu baixo módulo de elasticidade. Entretanto, neste estudo as médias de resistência à fratura entre ionômero de vidro modificado por resina e convencional não diferiram entre si.

Considerando-se as propriedades mecânicas superiores dos ionômeros modificados por resina quando comparados aos convencionais (MITRA, 1991a; SIDHU & WATSON, 1995; KERBY *et al.*, 1997) e as importantes características já citadas dos ionômeros resinosos, poder-se-ia inferir que este material apresentaria valores superiores de resistência à fratura quando empregado para a confecção de núcleos de preenchimento, pois, segundo MATHIS & FERRACANE (1989) a incorporação de monômero dimetacrilato à formulação convencional dos ionômeros

de vidro parece resultar em um material menos sensível à contaminação por umidade, com maior estabilidade de cor e melhores propriedades mecânicas.

Entretanto, a ativação do ionômero de vidro modificado por resina a partir de luz visível acelera a reação de polimerização, resultando em contração mais rápida do material através da conversão dos monômeros (HINOURA *et al.*, 1992). Por outro lado, o ionômero convencional sofre uma lenta reação de geleificação (SIDHU & WATSON, 1995). Baseada no estudo de ATTIN *et al.* (1996), a inserção do Vitremer foi feita em incremento único, desta maneira a contração do ionômero resinoso parece ter ocasionado concentração de tensões na interface pino/núcleo e na parede axial, o que não ocorreu com o ionômero convencional, permitindo uma efetiva adaptação entre núcleo e pino, livre de tensões, o que pode explicar a semelhança de comportamento entre ambos, a despeito de suas diferentes propriedades mecânicas.

O teste de Tukey evidenciou, ainda, diferença estatística significativa entre resina composta e resina composta modificada por poliácido – Dyract. Esta, entretanto, apresentou comportamento semelhante ao ionômero de vidro modificado por resina e ao ionômero convencional.

Segundo ABATE *et al.* (1997), as resinas compostas modificadas por poliácido são materiais que contêm componentes dos cimentos de ionômero de vidro. Porém, de acordo com MC LEAN *et al.*, 1994, não em concentração suficiente que promova a reação ácido-base que caracteriza os cimentos ionoméricos. Essa

propriedade foi observada através de um estudo que avaliou a microdureza de diferentes materiais, pois a redução dos valores de dureza para o Dyract, em profundidade, evidenciou a incapacidade do material se polimerizar na ausência de luz, indicando que sua aplicação clínica deve ser feita em incrementos que não ultrapassem 2mm, assim como para as resinas compostas (ATTIN *et al.*, 1996).

Entretanto, neste estudo observou-se uma elevada viscosidade do material durante sua manipulação quando comparado à resina composta, o que promoveu dificuldade de adaptação dos incrementos ao pino, especialmente no ângulo formado entre pino intra-radicular e estrutura dental. Desta maneira, a desadaptação do material e conseqüente união deficiente entre núcleo/pino e núcleo/parede gengival pode ter ocasionado falha de união e fratura precoce do núcleo de preenchimento.

Uma outra hipótese que pode estar relacionada aos menores resultados encontrados para o Dyract é que pela metodologia empregada neste estudo, os núcleos de preenchimento com este material foram armazenados em água por sete dias sem proteção superficial, antes da cimentação da coroa. As resinas ionoméricas estão mais sujeitas à degradação hidrolítica, como foi evidenciado por KERBY *et al.* (1997), que observaram redução na resistência à compressão e à tração diametral após 7 dias de armazenagem em água para as resinas modificadas por poliácido. Os autores afirmaram que a pobre reação ácido-base que ocorre com este material, não havendo eficiente formação de sais metálicos, o torna altamente hidrófilo, facilitando a penetração de água e a degradação hidrolítica da matriz, podendo levar à redução das

propriedades mecânicas após 7 dias. É importante salientar que no mesmo trabalho, KERBY *et al.* (1997) encontraram valores mais altos de resistência à compressão e à tração diametral para resina composta e para ionômero de vidro modificado por resina, substanciando os resultados encontrados neste estudo.

Com relação ao padrão de fratura, sabe-se que a perda de um elemento dental por fratura radicular está relacionada com o nível em que essa fratura ocorreu, ou seja, o grau de comprometimento da estrutura radicular. Quanto mais apical se estender a linha de fratura, pior o prognóstico. Por essa razão, um dos objetivos deste trabalho foi avaliar o padrão de fratura, a fim de estabelecer o material de preenchimento que apresentaria o padrão clinicamente mais favorável e, conseqüentemente, melhor prognóstico em caso de falha da restauração.

Segundo SORENSEN & ENGELMAN (1990), uma das premissas da restauração de dentes tratados endodonticamente é criar um modelo no qual o dente seja preservado quando a restauração falhar. Os resultados deste estudo indicaram que a associação de pino pré-fabricado de fibra de vidro e núcleo de preenchimento estético protege o remanescente radicular, pois em nenhuma das amostras submetidas ao carregamento tangencial de compressão houve fratura da raiz, independente do material empregado como núcleo de preenchimento. Este comportamento provavelmente está relacionado ao fato do módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro, que é semelhante ao da dentina (NASH & LEINFELDER, 1998), o que faz com que pino e dentina apresentem a mesma resistência à flexão quando sujeitos a

carregamento. Além disso, a associação de pino, sistema adesivo e agente para cimentação resinoso no interior do canal radicular fez com que esse conjunto se comportasse como um corpo único, aumentando a resistência da raiz (SAUPE *et al.*, 1996).

Um outro fator a ser considerado é a característica do pino de fibra de vidro de se flexionar previamente à fratura (NASH & LEINFELDER, 1998). Assim, o íntimo contato do pino com a estrutura radicular proporcionado pela técnica de cimentação (SAUPE *et al.*, 1996) ocasionou a deflexão do pino no ponto de fulcro, que se localizou na interface parede axial da raiz/núcleo de preenchimento. Pois, conforme já mencionado, a resultante do carregamento tangencial de compressão na presença de coroa total incide na região gengival do preparo (ASSIF *et al.*, 1989) ou no material de preenchimento (MORGANO & BRACKETT, 1999) quando não se tem abraçamento radicular, como realizado neste estudo.

MARTINEZ-INSUA *et al.*, em 1998, estudando pinos de fibra de carbono observaram que a disposição paralela das fibras promoveu a redistribuição de tensões através da estrutura radicular, concentrando a ocorrência de falhas na interface núcleo de preenchimento/dentina. Considerando que nos pinos de resina a disposição das fibras também é paralela, o mesmo comportamento pode ter ocorrido, isto é, uma distribuição das tensões através do longo eixo da raiz, pois um estudo de AKKAYAN & GÜLMEZ (2002), evidenciou que não há diferença entre o padrão de fratura

apresentado por raízes restauradas com pinos de fibra de carbono ou pinos de fibra de vidro.

Tendo em vista os carregamentos a que os dentes estão sujeitos quando em função na cavidade oral e o fato de que dentes não-vitais restaurados com pino de fibra de vidro apresentam concentração de tensões na interface pino/núcleo de preenchimento, é importante que sejam empregados materiais com bom comportamento mecânico, como a resina composta - Z-250 - e o ionômero modificado por resina – Vitremer. Entretanto, o ionômero apresenta menor dureza superficial quando comparado ao compósito, e maior atenção deve ser dada a um preparo para núcleo com este material, a fim de que não se realize desgaste excessivo. Por outro lado, as resinas compostas apresentam maior variedade de cores, com tons de opaco que mimetizam a dentina e podem ser indicados para esta técnica, na qual materiais com elevada translucidez – como pino de fibra de vidro e restauração indireta livre de metal - são empregados, a fim de que sejam confeccionadas restaurações finais com boas características estéticas.

7. CONCLUSÕES

Baseando-se na metodologia empregada e nos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

1. A resina composta como material para núcleo forneceu à restauração protética os maiores valores de resistência à fratura.
2. O ionômero de vidro modificado por resina, quando empregado como núcleo de preenchimento, apresentou comportamento semelhante à resina composta.
3. Os materiais resina composta modificada por poliácido e ionômero de vidro convencional apresentaram os valores mais baixos de resistência à fratura quando empregados para a confecção de núcleos de preenchimento, apresentando, entretanto, comportamento semelhante ao ionômero de vidro modificado por resina.
4. A técnica de reconstrução de dentes tratados endodonticamente empregando pino de fibra de vidro, núcleo de preenchimento estético e coroa total em resina composta indireta proporcionou um padrão de fratura favorável – no núcleo - independente do material empregado para sua confecção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABATE, P.F., BERTACCHINI, S.M., POLACK, M.A., MACCHI, R.L. Adhesion of a compomer to dental structures. **Quintessence Int.**, Berlin, v.28, n.8, p.509-512, Aug. 1997.
2. AKKAYAN, B., GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.87, n.4, p.431-437, Apr. 2002.
3. ANUSAVICE, K.J., PHILLIPS, R.W. *Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412 p.
4. ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A., HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer endodontic posts. **J. Dent.**, Oxford, v.27, n.4, p.275-278, May 1999.
5. ASSIF, D., OREN, E., MARSHAK, B.L., AVIV, I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.61, n.3, p.535-543, May 1989.
6. ATTIN, T., VATASCHKI, M., HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. **Quintessence Int.**, Berlin, v.27, n.3, p.203-209, Mar. 1996.
7. CARLINI, B.J. **Resistência à fratura de dentes despolpados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular**. Piracicaba, 1999. 185p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica - Dentística) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
8. CHANG, W.C., MILLSTEIN, P.L. Effect of design of prefabricated post heads on core materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.69, n.5, p. 475-482, Sept. 1993.

9. CHO, G.C., KANEKO, L.M., DONOVAN, T.E., WHITE, S.N. Diametral and compressive strength of dental materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.3, p. 272-276, May 1999.
10. CHRISTENSEN, G.J. Posts, cores and patient care. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.124, n.9, p.86-89, Sept. 1993.
11. CHRISTENSEN, G.J. Posts: necessary or unnecessary? **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.127, n.10, p.1522-1526, Oct. 1996.
12. COOLIDGE, E.D. The thickness of human periodontal membrane. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.24, n.8, p.1260-1270, Aug. 1937.
13. DE DEUS, Q.D. **Endodontia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1992. 606 p.
14. FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.**, Washington, v.66, n.11, p.1636-1639, Nov. 1987.
15. FERRARI, M., VICHI, A., MANNOCCI, F., MASON, P.N. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, p.9B-13B, 2000. (Special Issue).
16. FRIEDL, K.-H., POWERS, J.M., HILLER, K.-A. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. **Oper. Dent.**, Seattle, v.20, n.2, p.74-80, Mar./Apr. 1995.
17. GARONE NETTO, N., BURGER, R.C. **Inlay e Onlay Metálica e Estética**. 1.ed. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 1998. 245 p.
18. GATEAU, P., SABEK, M., DAILEY, B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.3, p.341-347, Sept. 1999.

19. GLADYS, S., VAN MEERBEEK, B., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.76, n.4, p.883-894, Apr. 1997.
20. HEYDECKE, G., BUTZ, F., HUSSEIN, A., STRUB, J.R. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.87, n.4, p.438-445, Apr. 2002.
21. HINOURA, K., ONOSE, H., MATSUZAKI, M., KURODA, T. Volumetric shrinkage of light cured glass ionomers bases. **J. Dent. Res.**, Washington, v.71, p.632, 1992. (Special Issue - Abstract 936)
22. KERBY, R.E., KNOBLOCH, L., THAKUR, A. Strength properties of visible-light-cured resin-modified glass-ionomer cements. **Oper. Dent.**, Seattle, v.22, n.2, p.79-83, Mar./Apr. 1997.
23. KING, P.A., SETCHELL, D.J. An *in vitro* evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.17, n.6, p.599-609, Nov. 1990.
24. KOVARIK, R.E., BREEDING, L.C., CAUGHMAN, W.F. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.68, n.4, p.584-590, Oct. 1992.
25. LUI, J.L. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, n.2, p.165-168, Mar./Apr. 1994.
26. MARTINEZ-INSUA, A., SILVA, L., RILO, B., SANTANA, U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.80, n.5, p.527-532, Nov. 1998.

27. MATHIS, R.S., FERRACANE, J.L. Properties of a glass-ionomer resin-composite hybrid material. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.5, n.5, p.355-358, Sept. 1989.
28. MC LEAN, J.W., NICHOLSON, J.W., WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. **Quintessence Int.**, Berlin, v.5, n.9, p.587-589, Sept. 1994.
29. MEYER, J.M., CATTANI-LORENTE, M.A., DUPUIS, V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. **Biomaterials**, Surrey, v.19, n.6, p.529-539, Mar. 1998.
30. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. **J. Dent. Res.**, Washington, v.70, n.1, p.72-74, Jan. 1991.a
31. MITRA, S.B. *In vitro* fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. **J. Dent. Res.**, Washington, v.70, n.1, p.75-78, Jan. 1991.b
32. MORGANO, S.T.; BRACKETT, S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.6, p.643-657, Dec. 1999.
33. MOYERS, R.E. **Handbook of orthodontics**. 3. ed. Chicago: Year Book Medical, 1977. 778 p.
34. NASH, R., LEINFELDER, K.F. The use of posts for endodontically treated teeth. **Compend. Contin. Educ Dent.**, Newtown, v.19, n.10., p.1054-1062, Oct. 1998.
35. PAULILLO, L.A.M.S. **Resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com retenções intra-radiculares e coroas protéticas sem virola**. Piracicaba, 2001. 103p. Tese (Livre-Docência em Dentística) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
36. PEREL, M.L., MUROFF, F.I. Clinical criteria for posts and cores. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.28, n.4, p.405-411, Oct. 1972.
37. REAGAN, S.E., FRUITS, T.J., VAN BRUNT, C.L., WARD, C.K. Effects of cyclic loading on selected post-and core systems. **Quintessence Int.**, Berlin, v.30, n.1,

- p.61-67, Jan. 1999.
38. ROSENTRITT, M., FÜRER, C., BEHR, M., LANG, R., HANDEL, G. Comparison of *in vitro* fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n.7, p. 595-601, July 2000.
 39. SAUPE, W.A., GLUSKIN, A.H., RADKE, R.A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.**, Berlin, v.27, n.7, p.483-491, July 1996.
 40. SAYGILI, G., SAHMALI, S.M. Comparative study of the physical properties of core materials. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, Lombard., v.22, n.4, p.355-363. Apr. 2002.
 41. SIDHU, S.K., WATSON, T.F. Resin-modified glass ionomer materials. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.8, n.1, p.59-67, Feb. 1995.
 42. SMITH, C.T., SCHUMAN, N. Prefabricated post-and-core systems: an overview. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Newtown, v.19, n.10, p.1013-1020, Oct. 1998.
 43. SORENSEN, J.A., ENGELMAN, M.J. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.64, n.4, p.419-424, Oct. 1990.
 44. STRUB, J.R., PONTIUS, O., KOUTAYAS, S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.2, p.120-128, Feb. 2001.
 45. TALEGHANI, M., MORGAN, W. Reconstructive materials for endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.57, n.4, p. 446-449, Apr. 1987.
 46. UNO, S., ASMUSSEN, E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v.99, n.5, p.440-444, Oct. 1990.

ANEXO 1 - Resultados para o ensaio de resistência à fratura.

GRUPO	AMOSTRA	RESULTADO (kgf)
RC	05	48,32
RC	12	70,39
RC	13	73,69
RC	18	48,83
RC	23	74,25
RC	26	77,64
RC	31	89,40
RC	36	68,54
RC	37	96,71
IM	03	55,89
IM	06	60,19
IM	09	63,68
IM	15	75,17
IM	22	54,95
IM	27	48,08
IM	32	75,81
IM	35	51,25
IM	39	74,36
IV	04	45,23
IV	08	65,18
IV	11	63,46
IV	14	35,49
IV	19	35,22
IV	21	39,96
IV	28	51,33
IV	34	73,26
IV	40	58,85
RM	01	36,64
RM	07	49,72
RM	10	67,68
RM	16	40,89
RM	20	33,92
RM	24	47,84
RM	25	40,52
RM	30	48,86
RM	33	62,85
RM	38	73,15

Obs.: uma amostra foi perdida em cada um dos grupos RC, IM e IV.

ANEXO 2 – Análise Estatística

12:58 Wednesday, April 17, 2002 136

General Linear Models Procedure Class Level Information

Class Levels Values

MATERIAL 4 IM IV RC RM

Number of observations in data set = 37

12:58 Wednesday, April 17, 2002 137

General Linear Models Procedure

Dependent Variable: KGF

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	2818.056823	939.352274	5.03	0.0056
Error	33	6162.913388	186.754951		
Corrected Total	36	8980.970211			

R-Square	C.V.	Root MSE	KGF Mean
0.313781	23.22413	13.66583	58.84324

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
MATERIAL	3	2818.056823	939.352274	5.03	0.0056

12:58 Wednesday, April 17, 2002 138

General Linear Models Procedure
Least Squares Means
Adjustment for multiple comparisons: Tukey-Kramer

MATERIAL LSMEAN	KGF LSMEAN	Std Err H0:LSMEAN=0	Pr > T	LSMEAN Number
IM	62.1533333	4.5552772	0.0001	1
IV	51.9977778	4.5552772	0.0001	2
RC	71.9744444	4.5552772	0.0001	3
RM	50.2070000	4.3215154	0.0001	4

Pr > |T| H0: LSMEAN(i)=LSMEAN(j)

i/j	1	2	3	4
1	.	0.4055	0.4348	0.2466
2	0.4055	.	0.0196	0.9918
3	0.4348	0.0196	.	0.0077
4	0.2466	0.9918	0.0077	.

12:58 Wednesday, April 17, 2002 139

General Linear Models Procedure
Least Squares Means

MATERIAL	95% Lower Confidence Limit	KGF	95% Upper Confidence LSMEAN	Limit
IM	52.885552	62.153333	71.421114	
IV	42.729997	51.997778	61.265559	
RC	62.706663	71.974444	81.242226	
RM	41.414811	50.207000	58.999189	

12:58 Wednesday, April 17, 2002 140

General Linear Models Procedure
Least Squares Means
Adjustment for multiple comparisons: Tukey-Kramer
Least Squares Means for effect MATERIAL
95% Confidence Limits for LSMEAN(i)-LSMEAN(j)

i	j	Simultaneous Lower Confidence Limit	Difference Between Means	Simultaneous Upper Confidence Limit
		Limit		Limit
1	2	-7.270087	10.155556	27.581198
1	3	-27.246754	-9.821111	7.604531
1	4	-5.038082	11.946333	28.930749
2	3	-37.402309	-19.976667	-2.551024
2	4	-15.193638	1.790778	18.775193
3	4	4.783029	21.767444	38.751860

12:58 Wednesday, April 17, 2002 141

General Linear Models Procedure

Level of MATERIAL	-----KGF-----		
	N	Mean	SD
IM	9	62.1533333	10.7190543
IV	9	51.9977778	13.9164739
RC	9	71.9744444	16.0671304
RM	10	50.2070000	13.4542889