

SANDRA REGINA OLIVEIRA COSTA ZAMBONI

**INFLUÊNCIA DE DOIS TIPOS DE RETENTORES INTRA-
RADICULARES E DO TIPO DE COROA TOTAL NA
RESISTÊNCIA E MODO DE FRATURA DE RAÍZES DE
INCISIVOS SUPERIORES**



SANDRA REGINA OLIVEIRA COSTA ZAMBONI

**INFLUÊNCIA DE DOIS TIPOS DE RETENTORES INTRA-
RADICULARES E DO TIPO DE COROA TOTAL NA RESISTÊNCIA E
MODO DE FRATURA DE RAÍZES DE INCISIVOS SUPERIORES**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para Obtenção do Título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

São José dos Campos

2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2010.

Zamboni, Sandra Costa

Influência de dois tipos de retentores intra-radiculares e do tipo de coroa total na resistência e modo de fratura de raízes de incisivos superiores./ Sandra Regina Oliveira Costa Zamboni. __ São José dos Campos: [s.n.]; 2010.

120.f. : il.

Projeto de Pesquisa (Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

1. Resistência à fratura - 2. Retentor intraradicular- 3. Materiais Dentários.

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 22/05/2010

Assinatura:

E-mail: sczamboni@gmail.com

Banca Examinadora

Professor Adj. Lafayette Nogueira Junior (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Prof. Dr. Eduardo Shigueiuki Uemura

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Tit. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Professor Adj. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Professor Dr. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

São José dos Campos, 20 de Maio de 2010

DEDICO ESTA TESE:

“A DEUS, pois sem ele sei que não poderia estar aqui...Dedico este trabalho não a um Deus que consta em quase todas as dissertações, teses ou convites de formatura, dedico e agradeço a Deus, presente e sempre amigo, que me capacitou de força, muita força e sabedoria para suportar e entender tantos momentos difíceis que transcorreram durante a estruturação deste trabalho...”

...Obrigada meu Pai, por sempre ter me guiado pelo caminho do bem, iluminado todos os meus passos e colocando pessoas tão maravilhosas e especiais em minha vida. Perdoe-me se por muitas vezes não suportando a dor, coloquei em dúvida seu imenso amor... só tenho a dizer muito obrigada.

Aos meus pais, José Eleotério da Costa e Anadir Maria de Oliveira Costa, Muito Obrigada. Não sei como agradecer por todo o amor que me deram, todo o incentivo, apoio, conselho e por todas as coisas possíveis e as aparentemente impossíveis que vocês me proporcionaram. Mesmo diante de toda simplicidade nós (eu e meu irmão) sempre fomos suas prioridades em suas vidas, vocês são meus exemplos de amor e doação, exemplos de honestidade, exemplos de pessoas a serem seguidas e admiradas, agradeço à Deus por ter tido a oportunidade tão maravilhosa de ser filha de vocês, meu obrigado é muito pouco diante de tudo que vocês sempre representaram pra mim.

À minha querida Mãe

“Silêncio”! Pois estou pensando, estou recordando... recordando acontecimentos, passagens já vividas, parte da minha vida... Os momentos de colóquio amável, a palavra de incentivo e coragem, o carinho a compreensão, toda a dedicação... E hoje, quando esse sonho se faz real, meus olhos com ansiedade andam de um lado para outro procurando ver alguém que também sonhou esse momento. Desesperados voam por toda parte procurando ver uma imagem, mas ela não surge não se mostra... Não encontra na terra este inexplicável ser... Neste instante sentimentos tomam meu íntimo... saudades... muitas saudades... Ah! Que vontade... do mesmo abraço do início, de um choro de alegria, de um carinho... de ouvir... “Parabéns Filha” e de dizer um muito, muito obrigado. Meus olhos rasos d’água recolhem-se... voltam-se para dentro e só aí conseguem encontrar essa imagem tão almejada.

Desaparecida... Não! Hoje, mais do que nunca, ela está presente “... junto aos meus pensamentos e a minha alma.”

A José Eleotério da Costa Junior, meu irmão, quase meu filho, meu amigo, companheiro de muitos momentos. Que bom que você existe e faz parte da minha vida, te admiro pela sua honestidade, inteligência, não consigo imaginar minha vida sem a sua presença ao meu lado. Seria um vazio...um imenso vazio. Obrigada por sempre me ajudar e apoiar nas minhas decisões. Sei que sempre estaremos juntos e unidos. Te amo muito!

À minha querida sogra Claydes, por estar sempre ao nosso lado, sempre disposta a nos ajudar e sempre com uma palavra de carinho a oferecer, exemplo de mulher e mãe a ser seguida. Minha eterna admiração.

Aos meus avós Messias Francisco dos Santos e Judith da Silveira Santos, e Julito Felipe da Costa e Maria José de Jesus, pelos sábios conselhos e ensinamentos e por todo amor que dedicaram a mim e a meus primos. Minha eterna gratidão.

A Ana Maria da Silveira, minha segunda mãe, mãe de amor, mãe de coração, mãe de carinho, por ter sempre participado de todos os momentos de minha vida, desde minha infância, por ter me amado como uma filha, ensinando-me desde criança a ter respeito e simplicidade, obrigada por seu incentivo nos meus estudos sempre, sem você sei que não teria chegado onde cheguei. Muito obrigada seria muito pouco diante de tanto amor a mim dedicado durante mais de 3 décadas.. Dedico também a você todas as minhas conquistas. Obrigado por tudo. Te amo muito.

Aos meus cunhados e cunhadas, Cibele, Thalés, Ornella, Théos, e Thérσιο, obrigada por sempre fazerem parte de nossas vidas, meu muito obrigado.

As minhas queridas sobrinhas Isadora e Valentina, estar com vocês é sempre um grande momento de alegria pra mim, amo vocês do fundo do meu coração, nunca se esqueçam que a titia estará sempre aqui pro que vocês precisarem.

Aos meus, tios, tias, primos e primas. Pela certeza que a realização deste trabalho representa um momento de satisfação e orgulho para todos. Obrigado pelo carinho.

À minha amiga e querida secretária Marta, amiga e companheira de todas as horas, amiga de dedicação a mim e a minha família, não sei o que seria da minha vida sem a sua presença. Um obrigado seria muito pouco diante de tanto carinho a mim dedicados, meu eterno agradecimento.

Agradecimento muito mais que especial!

A meu amor e querido marido, amigo, companheiro de todas as horas, Théron Zamboni, obrigada por toda sua ajuda e compreensão, não tenho palavras para agradecer tamanha dedicação sempre demonstrada a mim e a minha família em todas, absolutamente todas as horas de minha vida, sem você sei que nada disso seria possível, seu amor e incentivo sempre me guiaram. A você dedico não só esse trabalho, mas também minha vida que ao seu lado passou a ter um brilho diferente e especial... “você é assim um sonho pra mim...eu penso em você desde o amanhecer até quando eu me deito...meu melhor amigo é o meu amor” Obrigada por todo seu amor e por saber que posso contar sempre contigo. Te amo muito!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu Orientador, Prof. Adj Lafayette Nogueira Junior, pela amizade, por sempre estar presente em todos os momentos da execução desta trabalho me dando sempre o incentivo e oportunidade de realizar mais um sonho em minha vida. Durante os 5 anos de convivência, aprendi a admirar essa pessoa maravilhosa que carinhosamente chamo de “chefe”, com você aprendi o verdadeiro significado da palavra orientador. Obrigada por sua ajuda nos momentos difíceis de minha vida. Foi muito prazeroso conviver com você durante esses anos. Meu eterno agradecimento.

Prof. Tit Marco Antonio Bottino, pela amizade, pelo carinho e oportunidade de pertencer a tão seleta grupo de pós graduação. Seu exemplo de seriedade e responsabilidade e seus ensinamentos levarei para o resto de minha vida, meu muito obrigada.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr. **José Roberto Rodrigues**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, Coordenado pelo Prof. Adjunto **Clovis Pagani**.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante os anos de minha Pós-Graduação.

Aos **Professores das Disciplinas de Materiais Odontológicos e da Disciplina Prótese Parcial Removível**, pelo carinho e momentos de convivência sincera.

Aos **Professores Dr. Fernando Eidi Takahashi e Dr. Renato Sussumo Nishioka** da Disciplina de Prótese Parcial Fixa Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos transmitidos e pela oportunidade de participar das atividades clínicas e laboratoriais da Disciplina de Prótese Fixa. Meus sinceros agradecimentos.

Às secretárias da seção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, por todas as vezes que me orientaram de maneira tão eficiente e prestativa. Muito obrigado meninas.

Às secretárias e amigas **Suzana Cristina de Oliveira e Eliane Wenzel**, do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo carinho, pela amizade e dedicação dispensada em todos os momentos. Muito obrigado por terem contribuído para tornar os meus dias ainda mais felizes. Meus sinceros agradecimentos!

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes**, pelo carinho, amizade e por todas as infinitas vezes que nos deram suporte nos trabalhos realizados em laboratório.

Ao Prof. **Ivan Balducci**, pela amizade, carinho, atenção e pela paciência durante as “aulas particulares” de estatística. Muito obrigado pela disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

A minha amiga Diana, amiga de caronas e conversas obrigada por sua confiança, carinho e por ter sido sempre tão gentil com todos da pós graduação, seu carinho levarei comigo. A você minha amiga, sou grata eternamente! Muito obrigada.

A minha amiga Sheilinha, querida e sempre presente nos meus pensamentos, muito obrigada por todo seu carinho, levarei sua amizade comigo para sempre.

A Aleska, amiga e companheira meu muito obrigada, obrigada por sua amizade e meu eterno agradecimento a todos de sua família que me acolheram...meu muito obrigada

A meu amigo Rodrigo, amigo e confidente de tantas horas, amigo admirável por tamanha competência e responsabilidade, minha convivência com você foi enriquecedora meu muito obrigada.

Às minhas amigas de turma de Doutorado, **Silvia Massae (Silvinha) e Liliana May (Lili)** pelo forte laço de amizade que nos une, pelo convívio harmonioso e por todos os momentos inesquecíveis que passamos juntos.

Aos demais amigos do Programa de Pós-Graduação, **Anderson Castilho, Lucas Zogheib, Humberto Lago de Castro, Luis Guilherme, Priscilla Cristoforides, Eurípedes Kaizo, Mariana Gonçalves, Paula Benetti, Fernanda Pelógia, Renata Melo, Regina Amaral e Susana Salazar**, pelos momentos compartilhados. Foi um prazer conviver com todos vocês.

Ao Laboratório Imbra, na pessoa de Robson, pela amizade e grande atenção dispensada em todos os momentos que necessitei do seu apoio. Muito obrigado.

Ao amigo Dr. Gustavo Abissamra Issas por ter me proporcionado executar com liberdade a parte experimental desta tese, meu muito obrigada.

A querida Vanessa Campos, querida auxiliar que muito me ajudou no preparo do piloto dessa tese.

À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pela ajuda na execução de todas as tarefas.

Aos **funcionários da Limpeza do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, pelo carinho e por nos possibilitar trabalhar em um ambiente sempre limpo e organizado.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	16
LISTA DE TABELAS E QUADROS	18
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	19
RESUMO	21
1 INTRODUÇÃO.....	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	28
3 PROPOSIÇÃO.....	59
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	60
4.1 Material	60
4.2 Método	61
4.2.1 Obtenção das amostras	61
4.3 Confeção dos corpos de prova	62
4.4. Preparo das raízes.....	64
4.5 Constituição dos grupos.....	66
4.6 Construção da porção coronária.....	66
4.7 Preparo do espaço para o pino e preparo das amostras dos grupos restaurados com núcleo metálico fundido.....	67
4.8 Cimentação do Núcleo Metálico Fundido	68
4.9 Preparo do espaço para o pino e preparo das amostras dos grupos restaurados com pinas de fibra pré-fabricados.....	70
4.10 Cimentação do Pino de Fibra de Quartzo	71
4.11 Moldagem dos preparos e obtenção dos modelos em gesso .	73
4.12 Confeção e cimentação das coroas	74
4.12.1 Coroa Metalo Cerâmica	75
4.12.2 Cimentação.....	75

4.13	Coroa Synfoni	76
4.13.1	Cimentação.....	77
4.14	Coroa e-max	78
4.14.1	Cimentação.....	79
4.15	Teste de ciclagem mecânica.....	80
4.16	Ensaio de Resistência à fratura	81
4.17	Análise do padrão de fratura	82
4.18	Análise estatística.....	82
5	RESULTADOS	84
5.1	Ensaio de resistência à Compressão.....	84
6	DISCUSSÃO.....	90
7	CONCLUSÃO	104
8	REFERÊNCIAS	105
	ANEXO - Certificado do Comitê de ética em Pesquisa com	
	Seres Humanos.....	119
	ABSTRACT	120

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Espécime dentário padronizado em 16 mm.....	61
FIGURA 2-	Simulação do espaço periodontal.....	63
FIGURA 3-	Inclusão dos corpos de prova no interior do cilindro....	63
FIGURA 4-	Aplicação do poliéter para simular ligamento periodontal.....	64
FIGURA 5-	Pontas diamantadas utilizadas e profundidade de desgaste: (a) 016, 9 mm até o terço apical; (b) 3017 HL, 5 mm de profundidade até o terço cervical e (c) 3018 HL, 3 mm de profundidade até o terço cervical...	65
FIGURA 6-	Padrão confeccionado em resina para reprodução dos munhões.....	67
FIGURA 7-	Molde em acetato.....	67
FIGURA 8-	Primer A e Primer B utilizado na cimentação.....	69
FIGURA 9-	Cimento Resinoso Multilink.....	69
FIGURA 10-	Brocas e respectivos pinos de fibra de quartzo do sistema Macro Lock X-RO – RTD.....	70
FIGURA 11-	Munhão em resina confeccionado através de molde de acetato.....	71
FIGURA 12-	a) Tratamento da superfície do pino de fibra.....	72
FIGURA 13-	Cimentação do pino de fibra de quartzo a) Aplicação do primer A+B; b) Introdução do pino de fibra tratado com cimento resinoso; c e d) Colocação dos pinos acessórios.....	72
FIGURA 14-	a) Coroa em resina indireta; b) Coroa metal free; c) Coroa metalo cerâmica.....	74

FIGURA 15-	Sistema Sinfony a) unidade Visio Alfa; b) unidade Visio Beta Vario.....	77
FIGURA 16-	Sistema IPS e-max a) pastilha de cerâmica sendo colocada no cilindro; b) cilindro posicionado sobre a pastilha; c) cilindro de revestimento com pistão posicionado no centro do forno.....	78
FIGURA 17-	Condicionamento ácido por 20 segundos	79
FIGURA 18-	Aplicação do agente Silano.....	79
FIGURA 19-	Cicladora Mecânica.....	80
FIGURA 20-	Tipos de fraturas favoráveis.....	81
FIGURA 21-	Tipos de fraturas desfavoráveis.....	81
FIGURA 22-	Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de resistência à fratura segundo as condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Pino e Restauração.....	85
FIGURA 23-	Gráfico de médias para o efeito interação.....	86
FIGURA 24-	Gráfico de classificação de fraturas.....	89

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1-	Média (\pm DP) dos dados de resistência à compressão (Kgf) segundo os fatores “pino”, “material restaurador.....	84
Tabela 2-	ANOVA (2 fatores) para os dados (kgf) obtidos no ensaio de resistência à fratura.....	85
Tabela 3-	Formação de grupos homogêneos (conjuntos de mesmo desempenho) quanto a valores (kgf) médios de compressão de corpos de prova, de acordo com o Tipo de Material Restaurador, após a aplicação do Teste de Comparação Múltipla de Tukey (5%).....	87
Tabela 4-	Formação de grupos de mesmo desempenho, após o teste de Tukey (5%) para as seis condições experimentais.....	88
Tabela 5-	Média (\pm desvio padrão) dos dados de resistência à fratura obtida nos teste de compressão sob duas condições de Pino em três diferentes materiais restauradores	88
Tabela 6-	Classificação e padrão de fratura para todos os grupos analisados.....	88
Tabela 7-	Valores em kilograma-força (kgf) e seus correspondentes em Newton (N).....	100
Quadro 1-	Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos.....	60
Quadro 2-	Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de material.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = Análise de Variância
Bis-GMA = Bisfenol Glicidil Metacrilato
cm = Centímetros
cp = Corpos de prova
C = Cerômero
E = Módulo de elasticidade
EDTA = Ácido etileno diamino tetracético
Fig = Figura
FRC = Fiber resin composite
FEA = Análise de elementos finitos
g = Grama
gl = Grau de liberdade
Gpa = Giga Pascal
° C = Grau Celsius
H = Horas
HL = Haste longa
Hz = Hertz
Kg = Kilograma
Kgf = Kilograma força
Máx. = Máximo
MC = Metallo-ceramica
MD = Mésio distal
MEV = Microscopia eletrônica de Varredura
MF = Metal free
Min = Mínimo
min = Minutos

ml = Mililitros

mm = Milímetros

mm² = Milímetro quadrado

µm = Micrômetro

MOD = Mésio-ocluso-distal

MPa = Mega Pascal

MR = Material restaurador

N = Newton

OPC = Optimal pressable ceramic

NMF = Núcleo metálico fundido

Ni-Cr = Níquel cromo

s = Segundos

TEG-DMA = Trietilenoglicol dimetacrilato

™ = Trade mark

UDMA = Urano dimetacrilato

UEDMA = Uretano etileno dimetacrilato

VL = Vestíbulo-lingual

Zamboni SC. Influência de dois tipos de retentores intra-radulares e do tipo de coroa total na resistência e modo de fratura de raízes de incisivos superiores [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2010.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar e comparar a resistência à fratura de incisivos centrais restaurados usando dois tipos de pinos intra-radulares: núcleo metálico fundido e pinos de fibra de quartzo, reconstruídos com diferentes tipos de coroas. A hipótese nula testada foi que a resistência a fratura desses corpos de prova não apresentariam diferença quanto ao tipo de pino e tipo de coroa. Sessenta incisivos centrais superiores foram divididos em 6 grupos: G1- núcleo metálico fundido + coroa em cerômero, G2- núcleo metálico fundido + coroa metalo-cerâmica, G3- núcleo metálico fundido + coroa em e-max, G4 – pino de fibra de quartzo e pinos acessórios + coroa em cerômero, G5- pino de fibra de quartzo e pinos acessórios + coroa metalo-cerâmica e G6- pino de fibra de quartzo e pinos acessórios + coroa em e-max. Todos os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica com frequência de 2 Hz e 500.000 ciclos com carga de 3Kg. Os corpos de prova foram submetidos a teste de compressão em uma máquina universal de ensaios (Emic) com velocidade de carga de 1,0 mm/min até a sua fratura. Os valores de resistência à fratura foram G1- 47.44 ± 10.39 , G2- 54.74 ± 7.76 , G3- 49.71 ± 8.66 , G4- 54.97 ± 8.67 , G5- 73.50 ± 11.83 e G6- 55.47 ± 10.62 . A análise de variância (ANOVA) ($p < 0,05$) mostrou diferença estatisticamente significativa para os pinos. Quanto à análise de fratura, os núcleos metálicos fundidos apresentaram o maior número de amostras com fratura desfavoráveis quando comparados os pinos de fibra de quartzo. O conjunto pino de fibra restaurados com coroa metalo cerâmica, apresentou valor de resistência à fratura estatisticamente maior quando comparado aos demais grupos segundo o teste de Tukey (5%), Metalo cerâmica - $64,12 \pm 13,69$ kgf, difere estatisticamente das demais coroas metal free - $52,59 \pm 9,88$ kgf e cerômero - $51,20 \pm 10,08$ kgf que, entre si, não diferem estatisticamente. O resultado deste estudo indica que o uso de pinos de fibra aumenta à resistência a fratura e melhora o prognóstico em caso de fratura.

PALAVRAS-CHAVE: Resistência à fratura. Retentor intra-radicular. Materiais dentários.

1 INTRODUÇÃO

A busca por procedimentos estéticos na odontologia tem levado a um grande desenvolvimento dos materiais dentários, bem como das técnicas restauradoras (Pizi, 2003). Conseqüentemente, existe uma grande demanda por restaurações livres de metal e pinos intra-radulares e núcleos que não interfiram no resultado estético final da restauração (Newman, 2003).

O principal objetivo da odontologia restauradora está na conservação e restabelecimento da função estética dos dentes. Assim, dentes submetidos à restaurações extensas e mal adaptadas, infiltradas ou com grandes destruições coronárias necessitam na maioria das vezes de tratamento ou retratamento endodôntico (Carvalho, 2005). Desta forma nos deparamos com pequena ou nenhuma quantidade de remanescente coronário havendo, normalmente a necessidade do uso de pinos intra-radulares para restabelecermos a porção coronária, além de proporcionarmos retenção e suporte para a futura restauração direta ou indireta dos dentes debilitados (Burgess, 1992).

A recuperação estrutural de um dente despulpado torna-se muito importante para garantir sucesso da futura restauração, de acordo com Akkayan em 2002, não existindo um consenso em relação às melhores técnicas e materiais a serem utilizados e, desta forma, o tratamento restaurador torna-se mais complexo.

Os núcleos metálicos fundidos têm sido utilizados há muitos anos como forma de reconstituição dos dentes com grande destruição coronária sendo considerados até os anos 80 como a melhor técnica de reforço e de reconstrução coronária do dente tratado endodonticamente

(Duret, 1990). Estes são utilizados onde o remanescente não é suficiente para promover a resistência estrutural ao material de preenchimento, a fim de que se possa confeccionar sobre este uma coroa protética.

Dentre alguns critérios que, segundo Greenfeld e Marshall em 1983, devem ser seguidos para que esta modalidade de tratamento apresente sucesso, os pinos necessitam de uma coroa satisfatória sobre si para promoverem resistência adequada e devem ter retenção suficiente para manter a coroa. Os núcleos metálicos fundidos apresentam um índice de fratura radicular de aproximadamente 2 a 4% (Morfis, 1990), causada principalmente por concentração de tensões (Ferrari, 2002, Malferrari, 2003), devido a seu alto módulo de elasticidade (Saupe, 1996; Lertchirakarn, 2003; Albuquerque, 2003). As propriedades estéticas desses materiais são limitadas principalmente quando restaurações cerâmicas de alta translucidez são utilizadas.

Assim torna-se fundamental buscarmos alternativas aos sistemas de núcleos convencionais, uma vez que a substituição da dentina intra-radicular destruída por núcleos metálicos fundidos poderá gerar efeito de cunha, levar à fraturas radiculares extensas e condenar o dente à exodontia (Heydecke, 2001).

Com a introdução dos pinos de resina reforçados com fibras de carbono por Duret, em 1988, e o aprimoramento dos conceitos de odontologia adesiva, principalmente com relação à adesão dentinária (Perdigão, 1994), as técnicas de confecção de núcleos protéticos sofreram profundas modificações, no que se refere aos materiais utilizados como retentores intra-radulares e os materiais de preenchimento coronário. Vários tipos de pinos de fibras pré-fabricados foram desenvolvidos, incluindo os de fibra de vidro, fibra de carbono, fibra de quartzo e zircônia.

Diversos estudos (Brandal, 1987; Martinez-Insua, 1998; Heydecke, 2001) convergiram para a utilização de núcleos diretos ou indiretos fibro-resinosos como uma opção clínica para dentes tratados endodonticamente e com grande destruição coronária. A grande vantagem destes pinos está na possibilidade de usar compósitos restauradores para reconstruir a estrutura coronária deficiente, oferecendo integridade da interface por meio do uso de materiais com módulo de elasticidade semelhante. (Trope, 1986; Steele, 1999). O módulo de elasticidade dos pinos de fibra (20 GPa) é similar ao da dentina (18,6 GPa), porém muito diferente dos pinos metálicos (200 GPa) (Pegoretti, 2002, Martinez-Insua, 1998, Anusavice, 2003, e King, 1990) e pinos cerâmicos (150 GPa) (Galhano, 2005). A rigidez semelhante dos pinos de fibra em relação à dentina permite uma redução da concentração de tensão na interface dentina-pino (Newman, 2003, Boschian, 2002), favorecendo a transferência de forças à raiz e reduzindo a incidência de fratura (Assif; Gorfil, 1994; Pegoretti, 2002; Fernandes, 2001; Yaman, 1998; Freedman, 1996; Cohen, 1999)

Existem muitas divergências entre os estudos no que diz respeito à resistência a fratura dos pinos de fibra em relação aos metálicos. Alguns autores mostraram que dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra tiveram sua resistência à fratura reduzida quando comparados a dentes restaurados com pinos metálicos (Martinez-Insua, 1998; Newman, 2003). Outros, entretanto, indicaram que a resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de fibra é a mesma ou maior que aqueles restaurados com pinos metálicos (Saupe, 1996; Rosentritt, 2000; Raygot, 2001; Mollersten, 2002)

Entretanto, o maior desafio encontrado diante da restauração de dentes com perda prévia de quantidades significantes de estrutura dental coronária e radicular através da recidiva de cárie, infiltrações no núcleo intra-radicular, remoção de pinos cimentados anteriormente além

do tratamento endodôntico mal executado, ocasionando assim, destruição interna e fragilização do canal radicular. Diante de tais fatos, é inevitável o enfraquecimento da raiz e, conseqüentemente, maior susceptibilidade à fratura (Lui, 1987, 1992).

A evolução dos sistemas adesivos e dos materiais restauradores proporcionou um maior número de alternativas restauradoras. Dentes que apresentem perda de estrutura coronária total ou superior a 50% necessitam de um recobrimento total do remanescente dental ou a execução de uma coroa total artificial. Essas coroas podem ser associadas à infra-estruturas de reforço de natureza metálica ou não metálica.

Durante muitos anos as coroas metalo-cerâmicas prevaleceram como opção de tratamento e ainda são bastante utilizadas (Bello; Jarvis, 1997; Rammelsberg, 2000). Pelo fato de haver necessidade da utilização de material opaco para mascarar o metal, a estética pode ficar prejudicada, sendo outra desvantagem, a linha acinzentada em margens gengivais finas (Bello; Jarvis, 1997). Com o desenvolvimento das técnicas adesivas, a cerâmica sem reforço metálico passou a ser utilizada em restaurações parciais, totais e em prótese fixas de pequena extensão (Campos, 2005). A boa aceitação das coroas em cerâmica se deve à sua melhor adaptação, resistência ao desgaste e à fratura e estética superior quando comparada às coroas metalo-cerâmicas (Anusavice, 1997). A cerâmica possui alto módulo de elasticidade e alta friabilidade, entretanto após cimentada, apresenta alta resistência à fratura (Strub; Beschmidt, 1998).

As coroas em cerômero sem infra-estrutura, ou polímeros otimizados por cerâmica são resinas compostas microhíbridas de uso indireto e que apresentam uma média de 66% de peso de partículas minerais cerâmicas. (Shinkkai, 2000; Pick, 2002). Os cerômeros são a base de Bis-GMA (Bisfenol-A glicildimetacrilato) com adição de

metacrilatos multifuncionais (Rammelsberg, 2000), maior quantidade de carga e processo de polimerização em laboratório que possibilita maior conversão monomérica, tornando-o mais resistente que as resinas compostas convencionais (McLaren, 1999). Entretanto, a resistência ao desgaste, manutenção do polimento e manchamento devido à sorção de água, são algumas das dificuldades encontradas (Mc Laren, 1999).

O desenvolvimento de novos sistemas cerâmicos sem metal para próteses parciais fixas e unitárias, com propriedades físicas semelhantes às das ligas metálicas, mas que atendam também ao requisito estético possibilita atualmente a confecção de restaurações com ótimas propriedades mecânicas e excelente resultado estético. A incorporação de óxido de alumínio na composição da cerâmica propiciou a obtenção de uma restauração mais forte e durável que a feldspática convencional. As coroas cerâmicas sem metal demonstraram boa resistência à fratura em testes laboratoriais e têm sido consideradas de bom potencial estético porque a transmissão da luz através da restauração é melhor que nas coroas metalo-cerâmicas (Burke, 1996). Porém a cerâmica de alto módulo de elasticidade apresenta alta friabilidade, portanto, é considerada a restauração mais susceptível à fratura na categoria das restaurações estéticas sem metal (Bello; Jarvis, 1997). Vários estudos (Burke, 1996; Burke e Watts, 1998) avaliaram a resistência das coroas de cerâmica sem metal e sua relação com o remanescente dental. Para que a cerâmica desempenhe bem o seu papel funcional é necessária a execução de preparos mais profundos propiciando maior espessura da restauração. Embora a melhora estética conseguida nas restaurações tenha sido significativa, foi observado o aumento das falhas causadas pelas propriedades mecânicas vulneráveis das coroas cerâmicas em relação às metalo-cerâmicas (Rammelsberg, 2000).

Considerando a evolução atual dos sistemas de adesão dentinária, dos cimentos resinosos, dos pinos de fibra e dos materiais restauradores utilizados nas coroas, os quais nos permitem obter restaurações com propriedades mecânicas mais próximas as da dentina, mostra-se válido questionar se existe diferença no módulo de elasticidade do tipo de retentor intra-radicular e o tipo de restauração definitiva. Ou seja, se o módulo de elasticidade do material restaurador utilizado no interior do canal radicular possui influência na resistência à fratura do conjunto dente/pino e se isso depende do tipo de material utilizado nas coroas protéticas e desta forma encontrar a melhor combinação que favoreça o comportamento clínico do elemento dental.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Baseado no tema proposto a ser estudado nesta pesquisa – Resistência à fadiga de diferentes retentores intra-radiculares restaurados com diferentes tipos de materiais restauradores - realizou-se uma revisão da literatura buscando informações acerca de estudos sobre a resistência à fratura deste tipo de material.

Caputo e Standlee, em 1976, ressaltaram que a utilização de núcleos intra-radiculares tem finalidade retentiva em uma restauração e não no seu reforço. O pino utilizado deveria ao mesmo tempo oferecer o benefício da retenção sem o prejuízo da concentração de estresse dentinário que poderia resultar em fratura radicular. Os autores consideraram sua utilização numa técnica radical e na ocorrência de eventuais falhas, soluções corretivas poderiam ser empregadas. Pinos com paredes paralelas, serrilhas e cimentados com fosfato de zinco seriam a melhor combinação para o sucesso da prótese. Aconselharam ainda a manutenção de pelo menos 1 mm de dentina íntegra ao redor de toda circunferência do canal.

Guzy e Nicholls em 1979, compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com e sem pinos cimentados. Utilizaram 59 incisivos centrais superiores e caninos inferiores tratados endodonticamente divididos em quatro grupos: caninos com e sem pinos, e incisivos com e sem pinos. Nos grupos com pinos, a obturação foi removida até 5 mm do ápice e pinos pré-fabricados metálicos (Endo-Post) foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Os pinos foram cortados 1 mm abaixo do acesso endodôntico, que foi restaurado com cimento de silicato. Os dentes foram fixados (2 mm abaixo da junção cimento-esmalte) em blocos de resina acrílica, sendo aplicada silicose de

condensação sobre a raiz para simular o ligamento periodontal. Forças compressivas foram aplicadas sobre os dentes através de uma máquina universal de ensaios a um ângulo de 130°. Esta angulação de carga de 130° foi escolhida para simular o ângulo de contato encontrado em padrões oclusais de Classe I entre dentes anteriores superiores e inferiores. A velocidade de carga foi de 5 cm/min. Não houve diferença estatisticamente significativa no padrão ou localização da fratura (58 dentes fraturaram no terço médio ou cervical da raiz) nem na resistência à fratura entre os dentes com e sem pinos. Como as falhas iniciaram-se na face vestibular ou lingual das raízes, os autores deduziram que o pino, pela sua posição, recebe estresse mínimo, reforçando muito pouco a raiz sob cargas extremas. Conseqüentemente quanto mais longo o diâmetro vestibulo-lingual da raiz, maior sua resistência à fratura.

Hunter et al., em 1989, avaliaram o efeito da terapia endodôntica, o preparo para pino e a colocação dos pinos, na distribuição do estresse nas regiões cervical e apical dos dentes, através de análise bi-dimensional por fotoelasticidade. Utilizaram pinos com três diâmetros diferentes (pequeno- 1,10 mm, médio- 1,5 mm e largo- 1,8 mm), em dois comprimentos diferentes (3 mm, 6 mm e 9 mm). Concluíram que a remoção da estrutura dental interna pôde contribuir para o aumento do estresse na região cervical. O mínimo alargamento do canal radicular para colocação de um pino de tamanho moderado não enfraquece a estrutura dental e, se este pino possuir comprimento e diâmetros adequados, pode até reforçar o dente. O comprimento dos pinos foram mais críticos do que o diâmetro para determinar o estresse na região cervical.

Em 1992, Sedgley e Messer analisaram as propriedades biomecânicas de vinte e três dentes tratados endodonticamente. Nesse estudo foram testadas as seguintes variáveis: resistência à tração; módulo de elasticidade, dureza e resistência à fratura. A análise estatística não revelou nenhuma diferença significativa entre os dois

grupos. Baseados nas similaridades das propriedades biomecânicas encontradas entre dentes vitais e não vitais, constatou-se que o tratamento endodôntico não tornou o dente mais frágil. Fatores como perda de estrutura dental por cárie, acesso endodôntico, instrumentação endodôntica, traumas e preparos cavitários foram considerados muito mais contribuintes para a fragilidade do dente.

Huang et al., em 1992, analisaram espécimes de dentina entre dentes vitais e tratados endodonticamente, com o objetivo de determinar se haveria diferença significativa entre as propriedades mecânicas da dentina entre ambos. Tais propriedades foram avaliadas depois das amostras serem submetidas a testes de compressão, tração e impacto. Os resultados deste estudo revelaram que a desidratação após o tratamento endodôntico não enfraqueceu a dentina, já que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à compressão e tração dos dentes despulpados contrapostos aos dentes vitais.

Em um artigo sobre as considerações biomecânicas da restauração de dentes despulpados, Assif e Gorfil em 1994 explicaram que tais dentes tornaram-se enfraquecidos em função da perda de estrutura dental coronária e radicular e que os pinos intra-radulares metálicos não reforçaram os mesmos. Quando o dente é carregado mecanicamente na porção lingual, ocorre a seguinte situação: a) cria-se um fulcro localizado no nível da crista óssea; b) o terço médio lingual fica sob tensão de tração; c) o terço médio vestibular fica sob tensão de compressão; d) a região central correspondente ao canal radicular fica em uma zona de menor estresse (zona neutra). Assim, o pino teria pouca função de impedir a fratura radicular, o que muito provavelmente começaria na região externa lingual (tensões de tração). Foi observado que quando os dentes despulpados são restaurados com retentores metálicos fundidos, há concentração de tensões no terço coronário, especialmente na interface entre estruturas com diferentes módulos de elasticidade. Os autores ressaltaram que os clínicos deveriam se

preocupar mais em preservar estrutura dental ao invés de colocar inadvertidamente pinos intra-radiculares, especialmente em relação à preservação do diâmetro do canal (espessura de dentina). De acordo com os autores, a ancoragem radicular deveria ser realizada quando há necessidade de retenção do núcleo coronário.

Lui em 1994, avaliou a eficiência da transmissão de luz de pinos fototransmissores (LUMINEX). Neste estudo, a profundidade de cura de uma resina composta fotopolimerizada dentro de canais radiculares artificiais através de pinos plásticos transmissores de luz foi comparada ao método convencional de fotopolimerização. Seis tamanhos de pinos com diâmetros de 1.05 mm, 1.20 mm, 1.35 mm, 1.50 mm, 1.65 mm e 1.80 mm foram investigados. A profundidade de cura da resina composta foi determinada por um indicador digimático, que é um instrumento de mensuração de deslocamento de alta precisão. A profundidade de cura da resina foi interpretada a partir de valores de deslocamento da ponta medidora, em contato com a superfície avaliada, registrados pelo aparelho. Quanto maior o grau de polimerização maior o valor de deslocamento registrado pelo aparelho. Em geral, os pinos com maior diâmetro ofereceram maior profundidade de cura. Houve diferença significativa na profundidade de cura entre o grupo controle (sem pino) e todos os tamanhos de pinos avaliados e também entre todos os diâmetros (com exceção dos pinos de 1.35 mm e 1.50 mm). Com esses pinos fototransmissores foi possível encontrar uma profundidade de cura que ultrapassou 11 mm.

Segundo Wiskott et al., em 1995, evidências clínicas indicariam que a maioria das fraturas em estrutura protéticas ocorreria após um período de vários anos. Essas falhas geralmente não estariam relacionadas a episódios de sobre carga, mas resultariam de um processo de fadiga. A fadiga seria o motivo da falha de uma estrutura a partir de cargas repetidas. No entanto, somente aplicação de uma destas não seria suficiente para causar algum prejuízo ao componente. Muitos

pesquisadores buscaram, por testes e investigações sistemáticas, reproduzir a falha por fadiga, chegando ao teste de carga cíclica e conceitos como o limite de fadiga. A falha de fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de estresse. Com a continuidade de cargas, estas trincas fundem-se provocando o fracasso. Falhas catastróficas resultariam de um ciclo final de cargas que excedem a capacidade mecânica do material. Processos similares podem ser observados em estruturas biológicas. As falhas em prótese parcial fixa podem ser biológicas ou mecânicas, sendo que as mecânicas ocorrem entre 2,5 a 15 anos, dependendo do tipo de restauração. A maioria destas falhas é classificada como catastrófica depois de anos de uso. Avaliações de comportamento laboratorial de materiais dentários e estruturas devem ser feitas por testes dinâmicos.

Smith et al., em 1998, através de uma revisão de sistemas para pinos e núcleos estabeleceram critérios biomecânicos para cada componente do sistema restaurador. Os critérios propostos para os pinos pré-fabricados foram: resistência a carga, corrosão, retenção, distribuição de estresse, biocompatibilidade e conservação da estrutura dentária. Para os materiais de reconstrução do núcleo os critérios foram: facilidade de uso, tempo de trabalho, resistência a carga, microinfiltração, estabilidade dimensional, e mecanismo de adesão. Já para os cimentos os critérios reunidos foram: resistência a carga, microinfiltração, espessura da película, solubilidade, mecanismo de adesão e facilidade de uso.

Cohen et al., em 1999, realizaram um estudo comparativo in vitro sobre retenção e padrão de stress fotoelástico sob duas condições de carga, vertical (132 N/30 libras) e oblíqua, em um ângulo de 26° (132 N/30 libras) de dois sistemas de pinos pré fabricados. Os pinos estudados foram: 1) Flexi-post e 2) C-Post. Dois grupos com 10 espécimes cada foram submetidos a forças retentivas com uma máquina universal de ensaios. Além disso, dois blocos de testes fotoelásticos foram preparados com canais radiculares simulados para cada pino de fibra estudado. Após

a cimentação os blocos fotoelásticos foram fotografados antes e depois da carga vertical e oblíqua serem aplicadas. O método ANOVA (1 fator) para dados de retenção revelou uma grande e significativa diferença ($P < 0.001$) entre os grupos. O Flexi-post apresentou resultado estatisticamente maior de força de retenção 1180.6 N (265.9 libras) enquanto o C-Post apresentou resultado 171.8 N (38,7 libras). A análise fotoelástica indicou estresse mínimo para ambos os pinos no estado sem carga. O C-Post mostrou padrão de stress assimétrico apicalmente, quando carregado em ambos os estados, enquanto o sistema Flexi-Post distribuiu claramente os estresses simetricamente. Portanto os resultados dos pinos Flexi-Post, estatisticamente, foram superiores aos resultados dos pinos C-Post.

Para conhecer o comportamento da matriz resinosa com estes agentes de união Mannocci et al., em 1999, realizaram uma análise em microscópio confocal e microscópio eletrônico de varredura de dentes restaurados com pinos de fibra, pinos metálicos e resinas compostas. Encontraram alguns espaços vazios em todos os pinos de fibra sob observação do microscópio confocal, os quais poderiam ser resultados de defeitos na matriz de resina epóxica no procedimento de injeção, que falhou ao não preencher completamente os espaços entre as fibras. Perceberam que em todas as amostras havia porosidades na camada de cimento resinoso, que devem ter sido formadas pela inserção inadequada do cimento resinoso no interior do canal, ou ainda pela união imperfeita entre as partículas inorgânicas e a matriz resinosa dos cimentos. Existe um dado bastante relevante neste estudo que revela uma união entre os pinos e cimento resinosos livre de porosidades em todos os grupos de pinos de fibra, onde a união química entre o Composipost e o Bis-GMA do All Bond 2, foi possível. Os autores concluíram que um procedimento adesivo capaz de produzir uma camada híbrida é essencial para assegurar um bom selamento para as restaurações com pinos de fibra de

carbono, evitando a penetração de bactérias, perda da cimentação e fraturas radiculares

Morgano e Brackett, em 1999, publicaram uma revisão de literatura envolvendo investigações “*in vivo*” e “*in vitro*” com o objetivo de estabelecer diretrizes para a seleção de técnicas e materiais adequados a restauração de dentes estruturalmente comprometidos. Os tópicos discutidos foram: fatores desejáveis nas restaurações de suporte de dentes desvitalizados, perspectivas históricas, NMF, efeito férula, pinos pré-fabricados, núcleos de preenchimento, problemas e limitações de dentes com estrutura severamente comprometida, necessidades e direções para futuras pesquisas. Observaram que existe a necessidade de estudos mais calibrados, além de estudos clínicos controlados com adequado número de participantes.

Para comprovar a eficácia dos pinos de fibra de vidro no uso rotineiro para restauração de dentes tratados endodonticamente, Ferrari et al., (2000 a) realizaram um estudo clínico longitudinal com pacientes que receberam pinos pré-fabricados estéticos de fibra de vidro e de fibra de carbono. Os pacientes foram avaliados por um período de um a seis anos. Os pinos pré-fabricados utilizados foram: Pinos de fibra de carbono Composipost; e pinos de fibra de quartzo Aesthetic e Aesthetic Plus. Neste estudo foram incluídos 1.304 pinos cimentados em dentes tratados endodonticamente, sendo 840 pinos Composipost, 215 Aesthetic e 249 Aesthetic Plus. Os pacientes retornavam de seis em seis meses, e exames clínicos e radiográficos eram realizados para avaliação. Os autores concluíram que os pinos de fibra podem ser utilizados para restauração de dentes tratados endodônticamente, e relataram que fraturas não podem ser correlacionadas com estes tipos de pinos. Em outro estudo foi comparado o desempenho clínico de núcleos metálicos fundidos e pinos de fibra de carbono, num estudo longitudinal de quatro anos, com duzentos pacientes. Os pinos de fibra de carbono apresentaram resultados superiores no final do acompanhamento,

levando a conclusão de que o sistema de pinos de fibra de carbono (Composipost) foram superiores aos núcleos metálicos fundidos no desempenho clínico.

Glazer, em 2000, avaliou clinicamente pinos de fibra de carbono (Composipost nº1 e nº2 e Endopost nº90 e nº100) cimentados em 52 dentes (71,2% inferiores e 28,8% superiores), sendo 30,8% incisivos, 25% caninos e 44,2% premolares. Todos os dentes tinham menos de 50% da estrutura coronária. Coroas unitárias englobaram 51,9% da amostra e retentores de próteses parciais fixas 48,1% da mesma. Foi utilizado cimento resinoso e a porção coronária do núcleo foi construída em resina composta dual. Os dentes receberam coroas metalo-cerâmicas e acompanhamento de 6,7 a 45,4 meses (média de 28 meses). A taxa de sobrevivência foi de 89,6%. Falhas ocorreram em três dentes com coroas unitárias e um retentor de prótese parcial fixa (dois pré molares inferiores, um pré molar superior e um canino superior). Duas falhas foram biológicas (patologia periapical) e duas mecânicas (um deslocamento de coroa e um deslocamento de núcleo), nenhuma delas comprometendo o elemento dentário. O achado mais significativo foi que os pinos nos pré molares inferiores apresentaram maior risco de falhas. O autor concluiu que pinos de fibra de carbono estão entre os mais previsíveis atualmente e que suas utilizações em dentes anteriores superiores estão associadas com alto padrão de sucesso.

Em 2000, Kimmel realizou uma revisão de literatura acerca da restauração de dentes tratados endodonticamente e apresentou um método de restauração e reforço radicular utilizando uma combinação de tira de polietileno e um pino de fibra de vidro pré-fabricado. A princípio foi considerado apropriado colocar um pino metálico fundido e núcleo em todos os dentes despulpados sem levar em conta a presença da estrutura dentária remanescente de suporte. Recentes pesquisas e o advento de sistemas adesivos causaram nos clínicos a reavaliação do protocolo restaurador. Esta técnica foi indicada para reforçar a raiz e criar um

núcleo para apoiar uma coroa ou prótese fixa em um dente tratado endodonticamente com um canal largo ou debilitado, ou em um dente que recebeu tratamento endodôntico invasivo ou desgaste excessivo do canal para receber um pino. Este procedimento também foi indicado para dentes tratados endodonticamente que tiveram fratura vertical exigindo remoção adicional de estrutura de suporte para eliminar o defeito. O procedimento foi descrito da seguinte maneira: a) um espaço para o pino é criado removendo o material obturador endodôntico a uma profundidade apropriada. Este preparo deveria remover quantidade mínima de estrutura dentária, pois pino e núcleo serão conformados à anatomia dentária ao invés de alterar. A base do espaço para o pino é arredondada para acomodar a tira e pino sem criar espaços vazios; b) uma radiografia periapical é realizada para medir a dimensão mesio-distal do preparo de forma que o pino de tamanho apropriado possa ser selecionado; c) o canal é limpo com peróxido de hidrogênio seguido por solução de clorexidina 2%. O excesso é removido usando uma ponta absorvente; d) o conduto é tratado com um agente adesivo de 4º ou 5º geração dependendo da escolha do operador; e) a tira de polietileno (Ribbond) é saturada com resina dual ou autopolimerizável e levada para adaptar intimamente às paredes do preparo. Usando um condensador de compósito ou amálgama, o Ribbond é compactado verticalmente para a porção apical e lateralmente para dentro de todas as irregularidades; f) pino de fibra de vidro FiberKor é coberto com o resto da resina; g) o pino é inserido à profundidade do preparo do Ribbond; h) antes da completa polimerização, resina composta híbrida será comprimida, conformada no preparo do pino, adaptada a projeção do pino e da tira para formar o núcleo de preenchimento, e fotopolimerizada; i) - o núcleo de preenchimento assim construído pode ser preparado para aceitar uma coroa ou agir como um pilar para prótese fixa. A técnica requer remoção mínima da estrutura dentária remanescente de suporte e cria um pino que provê apoio e retenção ao núcleo construído, fortalecendo internamente a

raiz. Dentes com paredes finas, frágeis e sem suporte devido à destruição por cáries, fratura vertical, ou demais preparos agressivos podem ser agora utilizadas como apoio para uma coroa ou prótese fixa.

Em 2000, Rammelsberg et al., avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de coroas puras de Artglass. Os fatores de variação foram a forma de desgaste axial, a dimensão oclusal e a técnica de cimentação. Foram utilizados 72 dentes naturais (terceiros molares). O preparo axial incluiu um desgaste invasivo em forma de ombro com 1 mm de profundidade e um menos invasivo na forma de chanfrado com 0,5 mm. A redução oclusal foi de 0,5 ou 1,3 mm. As restaurações de Artglass obtidas foram cimentadas com 3 cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Após 10.000 ciclos térmicos entre 5° e 55°C as coroas artificiais foram submetidas à compressão vertical até o momento da fratura. Nenhum corpo teve resistência inferior a 550N. Das 24 coroas cimentadas com o fosfato de zinco 9 se soltaram durante a termociclagem e foram testadas mesmo assim. Nos corpos com cimentação adesiva a resistência à fratura foi significativamente superior com valor médio de 1839N, contra 1426N para o fosfato de zinco e 1430N para o ionômero de vidro. O aumento da redução oclusal de 0,5 para 1,3 mm resultou em maior estabilidade com valores médios de 1457N e 1718N, respectivamente. Em relação ao término cervical, o chanfrado com 0,5 mm de profundidade mostrou resultados significativamente superiores para todos os cimentos.

Fernandes e Dessai, em 2001, buscaram através de uma revisão de literatura reunir fatores que influenciaram a resistência à fratura de dentes reconstruídos com pinos e núcleos. Grande parte da literatura revista enfatizou a distribuição de estresse durante a inserção e função do pino. Outros fatores identificados foram: o comprimento, o diâmetro, o material, o desenho e a adaptação do pino, a quantidade de dentina remanescente, o cimento utilizado, o material do núcleo, bem como a utilização destes dentes como pilares de próteses fixas e removíveis e a história de carga suportada por estes (hábitos parafuncionais). De todos

os fatores enumerados, os mais diretamente relacionados com a longevidade dos dentes restaurados pareceram ser o desenho da coroa, as forças oclusais e a utilização de dentes já restaurados com os pinos e núcleos anteriormente. Previamente à restauração, os autores aconselharam realizar uma avaliação das forças funcionais e parafuncionais. Estudos clínicos prospectivos controlados deveriam ser conduzidos avaliando cada fator.

Freedman, em 2001, considerou as dificuldades encontradas pelo clínico, para a seleção e aplicação de materiais e técnicas restauradoras em dentes tratados endodonticamente através de pinos. O autor salientou a importância da observação de alguns aspectos nesta seleção, incluindo a invasão mínima da dentina remanescente, a biocompatibilidade dos materiais restauradores (pinos, materiais de preenchimento e cimento) às estruturas naturais remanescentes e a compatibilidade estética tanto dos pinos quanto do material de preenchimento. O autor relacionou quatro marcas comerciais de pinos estéticos de resina reforçados por fibras (ParaPost Fiber White Post, FibreKor Post, Aesthetic-Plus, C-Post), e descreveu propriedades de cada uma delas e detalhando passo a passo, a técnica restauradora empregada em cada técnica. Em todos os materiais descritos foi salientado que o módulo de elasticidade dos pinos de fibra e resina, que é próximo ao da dentina, e seu papel na distribuição uniforme de forças através da interface do canal preparado e a facilidade de acesso para retratamento endodôntico quando necessário. Para o autor o sistema ideal de produtos para restauração endodôntica incluiu um pino estético de resina reforçada com fibra, um núcleo de resina composta e um agente cimentante resinoso de cura química.

Segundo Stewardson, em 2001, as principais vantagens dos pinos não metálicos são: a) reduzido número de fraturas radiculares, sendo estas mais favoráveis quando ocorrem; b) estética melhorada; c) fácil remoção (exceto para pinos cerâmicos), existindo kits de remoção

próprios para vários sistemas; d) maior biocompatibilidade (ausência de corrosão, galvanismo e citotoxicidade); e) formação de um complexo biomecânico único pela adesão entre estrutura dentária, agente cimentante e pino, reforçando assim a raiz. O autor classificou os pinos não-metálicos em pinos de materiais compósitos e pinos cerâmicos. Os compósitos, que devido à similaridade de seu módulo de elasticidade com a dentina, funcionam em harmonia com o dente, minimizando fraturas radiculares, e foram classificados em: a) pinos de fibras de carbono (Composipost, Endopost, Carbonite, Mirafit Carbon), que em versões atuais podem ser encontrados radiopacos e mais estreitos; b) pinos de fibras de vidro, geralmente quartzo ou sílica-zircônio em matriz resinosa (Aesthetic-Post, Aesthetic-Plus, Snowpost, Para-Post Fiber White, Glassix, Miraft White, Fibrekor, Style-Post), com propriedades físicas similares às dos pinos de fibras de carbono, mas com estética melhorada; c) pinos fototransmissores (Lightpost, Luscent Anchors), compostos por pinos de fibras de vidro translúcidas visando à reconstituição de raízes com canais radiculares excessivamente alargados e facilitar a polimerização de cimentos duais ou fotopolimerizáveis (ainda sem comprovação); d) pinos de fibras de polietileno entrelaçadas (Ribbond), ainda com poucos estudos sobre sua resistência à fratura e capacidade de reforço radicular. Quanto aos pinos cerâmicos (Cosmopost, Cerapost), são os mais indicados para coroas de porcelana pura pela excelente estética, e possuem também alta resistência e dureza, bem como biocompatibilidade. Com a adesão dos pinos cerâmicos ao remanescente dental, espera-se a recuperação da resistência original da raiz.

O objetivo do estudo conduzido por Akkayan e Gülmez, 2002, foi comparar a resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com quatro tipos de pinos: de titânio, fibras de quartzo, fibras de vidro e zircônio. Foram utilizados quarenta caninos humanos que tiveram a porção coronária removida e foram submetidos a tratamento endodôntico. Esses dentes foram divididos em

quatro grupos e cada grupo foi restaurado com um tipo de pino (Filpost, D.T.Light-Post, ParaPost Fiber White, CosmoPost). Os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond (3M) e cimento resinoso de polimerização dual Rely X. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de resina composta e as coroas metálicas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Cada espécime foi incluído em um cilindro de resina acrílica para serem fixados à máquina de teste universal Instron. A carga de compressão foi aplicada a um ângulo de 130° ao longo eixo do dente até a fratura, a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram que o grupo dos dentes tratados com fibras de quartzo apresentou maior resistência à fratura que os demais grupos. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e pinos de zircônia foram estatisticamente semelhantes e as cargas suportadas foram maiores que o grupo restaurado com pinos de titânio e menores que o grupo restaurado com fibras de quartzo. Quanto ao padrão da fratura, os pinos de fibra de quartzo e de fibras de vidro proporcionaram maior incidência de fraturas reparáveis. Foi observada elevada incidência de fraturas consideradas desfavoráveis nos grupos de titânio e zircônia.

Diante da popularidade das restaurações diretas com pinos pré fabricados e núcleos de preenchimento, Heydecke e Peters conduziram, em 2002, uma revisão da literatura para comparar a performance clínica e laboratorial de NMF com núcleos de preenchimento mais pinos pré-fabricados em dentes uni-radulares. A pesquisa sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente foi identificada através da busca de bases eletrônicas. A busca encontrou um total de 1773 referências submetida a um rigoroso critério de inclusão (estudos laboratoriais: dentes uniradulares, restauração com coroa total e aplicação de carga em ângulo de 130 a 135 graus estudos clínicos; tempo mínimo de acompanhamento de 3 anos, dentes anteriores, restaurações com coroas totais e prótese parcial fixa, descrição dos sistemas testados e sobrevivência ou sucesso dos dentes). Somente 10 estudos “*in vitro*” e 6

estudos “*in vivo*” permaneceram para a revisão propriamente dita. A comparação da resistência à fratura nos estudos laboratoriais não revelou diferença estatisticamente significativa entre os NMF e pinos pré-fabricados. Uma meta-análise de quatro estudos laboratoriais não mostrou diferenças no comportamento das fraturas associadas com as duas modalidades de tratamento. Uma análise global da sobrevivência não foi possível para os estudos clínicos por falta de dados compatíveis. A taxa de sobrevivência alcançada para os NMF ficou entre 87,2% e 88,1 % e num terceiro estudo alcançou 86,4% para pinos pré-fabricados após 72 meses. Ensaio clínico randomizado sobre este tópico não estiveram disponíveis, porém deveriam ser conduzidos para verificar os achados publicados. Pode-se concluir que: laboratorialmente não há diferença significativa de resistência à fratura entre núcleos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados; clinicamente também não houve diferença no comportamento das fraturas em relação aos dois sistemas; e as taxas de sobrevivência foram muito semelhantes em relação aos dois sistemas.

Albuquerque et al., em 2003 analisaram as diferentes formas anatômicas e materiais dos pinos intra-radulares na distribuição da força em incisivos tratados endodonticamente. Para isso compararam 3 formas de pinos (cônico, cilíndrico e cilíndrico 2 estágios) feitos de três diferentes materiais (aço, titânio e fibra de carbono com matriz de Bis-gma). Análise de stress bidimensional foi realizada utilizando o método de elementos finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada com angulação de 45° de inclinação em relação a borda do incisivo. A concentração de stress não afetou significativamente na região de crista óssea alveolar da porção palatina do dente, sem considerar a forma ou o material do pino. Entretanto a concentração de stress no pino em relação a interface da dentina na face palatina do dente apresentou variações significantes para diferentes formas de pinos e materiais. A forma dos pinos tiveram uma importância menor na concentração de stress enquanto o material dos

pinos revelou maior variação na concentração de estresse. Pela ordem, os pinos de aço apresentaram os maiores níveis, seguidos pelos pinos de titânio e pelo pino de fibra de carbono.

Em 2003, Bateman et al., publicaram uma revisão de literatura sobre sistemas de pinos endodônticos a base de fibra. Foram selecionados 59 artigos entre estudos laboratoriais, ensaios clínicos e outros. Estes foram divididos em categorias e uma descrição subjetiva dos mesmos foi realizada e concluiu-se que a maior parte da literatura publicada sobre os pinos de fibra é oriunda de análises laboratoriais; as evidências sobre pinos de fibra de carbono são muito maiores do que aquelas sobre pinos de fibra de quartzo, e que mais investigações sobre esses pinos são necessárias, antes dos mesmos serem recomendados para uso rotineiro; as evidências laboratoriais foram contraditórias e não puderam ser utilizadas como instrução prática confiável; poucos estudos clínicos tem sido conduzidos para que se confirmem estes pinos na restauração adequada de dentes tratados endodonticamente; ensaios clínicos prospectivos controlados avaliando os pinos de fibra deveriam ser conduzidos antes da adoção destes na prática clínica.

Fernandes et al., em 2003 realizaram uma revisão de literatura, compreendendo o período de 1961 a 2002. O objetivo do trabalho foi identificar vários fatores que poderiam influenciar a seleção de pinos e núcleos. As palavras chaves utilizadas foram: pinos, desenho, retenção, resistência a fratura, sobrevivência e estética. Importantes fatores foram considerados na seleção de um pino intra-radicular: configuração do canal, quantidade de estrutura dentária coronária, estresse, desenvolvimento da pressão hidrostática, desenho do pino, compatibilidade do material, capacidade adesiva, retenção do núcleo, retratamento, estética e tipo de coroa.

Pitel e Hicks, em 2003, comentaram alguns parâmetros envolvidos na evolução de pinos endodônticos. A busca por restaurações livres de metal fez com que surgissem alternativas mais estéticas que

permitiram eliminar desvantagens dos pinos metálicos como as descolorações da margem gengival em decorrência da oxidação e liberação dos produtos da corrosão. Além disso, a tendência de pinos rígidos, com alto módulo de elasticidade, transferir maior estresse funcional à estrutura dentinária, aumentando o potencial de falhas clínicas irreversíveis como as fraturas radiculares verticais levaram ao aparecimento de materiais com propriedades mecânicas mais próximas às propriedades da dentina, como os pinos resinosos reforçados por fibra. A utilização desses materiais constitui uma restauração em monobloco que tende a distribuir o esforço mastigatório de maneira mais uniforme. Outros tópicos envolvidos na utilização dos pinos, considerando principalmente aqueles reforçados por fibra de quartzo e vidro são: uma resistência a falhas mais constante antes e depois de testes de fadiga, o ganho de retenção com a cimentação adesiva, a possibilidade de transmissão de luz e retratamento.

Fokkinga et al., em 2004, testaram duas hipóteses: I- os sistemas de pinos resinosos pré fabricados reforçados por resina apresentam valores de resistência à fratura similar a àqueles encontrados para os núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados metálicos e cerâmicos; II- estes mesmos pinos de fibra mostram menos falhas desfavoráveis dos que os demais sistemas de pinos e núcleos. Foi observado que os núcleos metálicos fundidos apresentaram valores de carga para falha mais elevada do que os pinos de fibra, enquanto que os pinos cerâmicos demonstraram os valores mais baixos. Falhas favoráveis foram significativamente mais comuns com os pinos de fibra, do que utilizando os pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos.

Em 2005 Goracci, apresentou algumas considerações no tratamento de dentes comprometidos tratados endodonticamente. As coroas tem maior longevidade clínica em dentes posteriores tratados endodonticamente, em relação aos dentes anteriores. Nestes últimos dentes as coroas só estariam indicadas quando a integridade estrutural

ou a cor destes não permitem outras formas mais conservadoras de tratamento. O único propósito de utilização de pinos é a retenção de um núcleo necessário para o suporte e retenção de uma coroa ou prótese. Os pinos deveriam estender-se apicalmente até o comprimento onde permanecesse 5 mm de guta-percha remanescente para um selamento apical adequado. Diâmetros longos de pinos aumento o risco de fratura e perfuração radicular. Uma férula deveria ser criada por uma coroa ou prótese envolvendo no mínimo 1.5-2.0 mm de estrutura dentária paralela apical ao núcleo.

Outra técnica foi utilizada em um caso clínico relatado por Iglesias-Puig e Arellano-Cabornero (2004), onde a presença de uma lesão de cárie destruiu o apoio coronário de uma coroa metalo-cerâmica, mas preservou as margens do preparo. Para solucionar este caso, utilizaram uma técnica que consiste na obtenção de um pino e núcleos individualizados para adaptar tanto ao canal radicular quanto à coroa já confeccionada. Para a nova restauração foi realizada a desobturação, limpeza e lubrificação do canal, seguida pela inserção do pino de fibra envolvido com compósito para modelagem do canal. O mesmo procedimento foi realizado para a adaptação da coroa. Os autores concluíram que a adaptação dos pinos às paredes do canal radicular representa um importante papel no desempenho biomecânico da restauração final, e que através desta técnica, podem-se obter pinos adaptados em uma única sessão.

Terry, em 2004, relatou que a utilização do sistema de pinos reforçados por fibra com um núcleo direto em resina composta é uma alternativa viável na restauração do espaço intra-radicular. Citou as seguintes vantagens da técnica: ausência da fase laboratorial, consulta única, material livre de corrosão, taxas de fraturas radiculares insignificantes, retratamento atraumático, superfícies adesivas micro retentivas que aumentam a retenção, conservação de estrutura dentária, propriedades biomecânicas similares as do tecido dentário e nenhum

efeito negativo sobre a estética. Como desvantagens a técnica apresenta a necessidade de um cuidadoso protocolo adesivo e a manutenção de um rol de materiais de reforço. Características ideais para a seleção de um sistema de pino e núcleo foram abordadas como: máxima retenção do pino e estabilidade do núcleo, componente anti-rotacional inerente pela utilização de uma férula de 2 mm ao redor de estrutura dentária sadia, mínima remoção de estrutura dentária, adaptação morfológica intraradicular, ótima estética, resistência inerente às falhas radiculares catastróficas, ausência de corrosão, pinos com módulo de elasticidade similar ao da dentina, materiais restauradores com resistências flexurais e tensionais similares as da estrutura dentária e que utilize um sistema com adesão ininterrupta.

Em 2004, Torbjoner e Fransson, em sua revisão de literatura, avaliaram os fatores mecânicos que interferem nos resultados do tratamento protético de dentes estruturalmente comprometidos, principalmente sobre aqueles tratados endodonticamente. A partir de artigos encontrados entre 1970 e 2003, reportaram os seguintes fatores: falhas técnicas na conexão de próteses fixas são freqüentemente provocadas por fraturas de fadiga: os pinos, cimento e a reconstrução estão sujeitos a estresse provocado por forças oclusais e a falha por fadiga poderá ocorrer no ponto mais fraco ou no local onde ocorrer à sobrecarga máxima; o ponto mais fraco freqüentemente se localiza na conexão com dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos. Concluem que o desenho oclusal da prótese e provavelmente mais importante para a sobrevivência de dentes tratados endodonticamente estruturalmente comprometidos do que o tipo de pino utilizado.

Galhano et al., (2005), avaliaram a resistência flexural de oito tipos de pinos de fibra, através do teste de dobramento. Os pinos foram divididos em 8 grupos (n=10): Grupo 1 – pino de fibra de carbono (Bisco); Grupo 2 – pino de fibra de carbono e quartzo (ÆSTHETI-POST, Bisco);

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

Stricker e Gohring em 2005 avaliaram a adaptação marginal, modo de fratura e carga de falha de coroa de compósito com diferentes subestruturas de pré-molares endodonticamente tratados. Os autores dividiram 48 pré-molares inferiores uniradiculares tratados endodonticamente em 6 grupos: I- não tratados; II- canal tratado com acesso restaurado com resina composta; III- canal tratado, férula de 2 mm, sem pino restaurado com coroa de resina composta padronizada; IV- canal tratado, pino de fibra de vidro e coroa de resina composta padronizada; V- canal tratado, pino de zircônia e coroa de resina composta padronizada e VI- canal tratado, pino de liga de ouro e coroa de resina composta padronizada. Todos os dentes foram submetidos a ciclagem térmica e mecânica (1200000 ciclos, 49 N, 1,7 Hz e 3000 ciclos a temperatura de 5° e 50°C). A adaptação marginal foi avaliada antes e depois da ciclagem com microscopia eletrônica de varredura na interface dente - cimento resinoso (IF 1) e interface cimento resinoso – coroa (IF 2).

Todos os espécimes foram ciclados até a falha. Os autores identificaram uma significativa diminuição na adaptação marginal nos grupos III e IV após a termociclagem da IF 1. Uma significativa diminuição foi observada na IF 2 do grupo IV. Não houve diferença no modo de falha entre os grupos com coroa de resina composta. Os grupos II III e IV não apresentaram diferença em relação ao grupo não tratado. Os autores concluíram que todos os pinos tem efeito positivo na adaptação marginal na IF 1 mas não no modo de falha ou carga de falha de coroa de resina composta.

Barjau-Escribano et al., em 2006 avaliaram a resistência à fratura e distribuição de tensões em incisivos superiores restaurados com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares. O efeito do uso de dois materiais diferentes (fibra de vidro e aço inoxidável) com módulo de elasticidade significativamente diferente foi estudado. Primeiramente, foi executado um teste experimental de resistência à fratura. Os dentes foram seccionados na junção cimento-esmalte tratados endodonticamente e restaurados com pinos e coroas. Em seguida, o método de elementos finitos foi associado para verificar o padrão de distribuição de tensões no dente restaurado. Os resultados indicaram que os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável necessitaram de força significativamente menor para a falha do que dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (520 N versus 803 N). Os pinos de aço inoxidável induziram maior concentração de tensões, indicando pior desempenho biomecânico. Assim, os autores concluíram que os sistemas de pino, onde o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina é preferido para restaurar incisivos tratados endodonticamente.

Cury et al.(2006), através do ensaio mecânico de resistência ao cisalhamento por extrusão (push-out), avaliaram a influência da expansão higroscópica do cimento de ionômero de vidro, do ionômero de vidro modificado por resina e do cimento resinoso na cimentação de pinos de fibra de vidro. Os espécimes testes foram armazenados em água,

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

Hayashi et al., em 2006 realizaram um estudo cuja hipótese nula foi que não existe diferença de resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com diferentes tipos de sistemas pino-munhão e coroas totais. Para realizar o estudo, pré-molares superiores foram restaurados com pinos de fibra, pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos. Dentes com preparos para coroa total sem preenchimento radicular serviram como controle. Todos os dentes foram restaurados com coroas totais. Uma força vertical de 90° e uma oblíqua de 45° foram aplicadas nos dentes restaurados com velocidade de 0,5mm/min e a resistência à fratura e o modo de fratura foram gravados. Sob as condições de força vertical o grupo de dentes restaurados com núcleos metálicos foi o que obteve melhor resultado entre os grupos (ANOVA- 2 fatores e teste Scheffe's $p < 0.05$). Todos os grupos tiveram fraturas na porção média da raiz, incluindo o ápice dos pinos. Sob condição de forças oblíquas, a resistência à fratura de dentes restaurados com pinos

metálicos foi significativamente menor que os outros grupos. Dois terços das fraturas do grupo de dentes restaurados com pinos de fibras propagaram-se dentro da área cervical, enquanto que nos outros grupos, as fraturas se estenderam até o terço médio. Os autores concluíram que sob condições de força vertical e oblíqua, a combinação pino de fibra, munhão de resina e coroa total é mais resistente que somente a estrutura dental remanescente.

Zarone et al., colaboradores em 2006, avaliaram pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado ao dente hígido. Foi aplicada no modelo tri-dimensional do incisivo força estática arbitrária de 10N, num ângulo de 125° em relação a superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados. Dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa cerâmica feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM fixado com cimento resinoso, com coroa feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina composta no sistema CAD-CAM fixado com cimento resinoso, com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica feldspática, núcleo e coroa em cerâmica feldspática confeccionada no sistema CAD-CAM fixado com cimento resinoso; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica com alumina, núcleo e coroa em cerâmica com alumina confeccionado no sistema CAD-CAM fixado com cimento resinoso. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado ao dente natural. As áreas críticas de concentração de tensão são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes aquelas

da dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

D’Arcangelo et al., (2007) avaliaram a influência de três tratamentos de superfície do pino de fibra de quartzo na retenção intraradicular e suas alterações morfológicas superficiais. Utilizaram 40 dentes incisivos centrais superiores e um pino de fibra de quartzo (Endo Light Post, RTD). Os espécimes foram divididos em 4 grupos (n=10) de acordo com os métodos de tratamento de superfície: Grupo controle – sem condicionamento; Grupo Silanizado – condicionamento com ácido fosfórico 37% por 60s e aplicação de silano; Grupo Ácido Hidrofluorídrico – condicionamento com ácido fluorídrico 9,5% por 15s; Grupo de jateamento– jateamento com partículas de Al₂O₃ de 50µm, pressão 2.0 bar, por 10s a uma distância de 5,0cm. Adicionalmente, mais 2 pinos de cada grupo foram submetidos à análise ao microscópio eletrônico de varredura a fim de observar as alterações superficiais em decorrência dos tratamentos. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual (Panavia 21, Kuraray, Japão) associado à mistura de adesivo dentinário (Prime & Bond NT; Dentsply) e um ativador (Self Cure Activator; Dentsply) em partes iguais. Após 24h foram submetidos à ciclagem térmica e, posteriormente, à ciclagem mecânica. Após o ensaio de resistência à tração observou-se um aumento significativo da retenção com os métodos de tratamento analisados, sendo o aumento mais notável observado no grupo jateado e de ácido fluorídrico que no silanizado. Análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que o grupo controle apresentou superfície sólida com fibras uniformemente distribuídas e paralelamente orientadas. O grupo silanizado apresentou pequenas fibras suspensas na matriz de resina. Nos pinos condicionados com ácido fluorídrico, mais fibras suspensas e expostas apareceram na matriz de resina, enquanto que o grupo que recebeu jateamento apresentou-se mais áspero que os demais grupos. A análise do padrão de fratura mostrou que os pinos do grupo controle vieram sem agente de

cimentação, indicando fracasso adesivo na interface cimento/ pino. Grupos com tratamento de superfície apresentaram cimento resinoso parcialmente aderido ao pino, indicando modo de fracasso misto. Concluíram que o condicionamento do pino com ácido fluorídrico e jateamento parece ser mais efetivo que a silanização, determinando a retenção micro-mecânica sobre a superfície do pino de fibra.

Em 2007, Gu et al., avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais restaurados com coroas metalo-cerâmicas com diferentes tipos de pinos e munhões. Foram selecionados 40 incisivos centrais íntegros, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos. O grupo A continha dentes preparados com 10mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro e restaurados com pinos de fibra reforçados e munhão de resina. O mesmo comprimento foi utilizado nos outros grupos, porém com diâmetro de 1,5mm. O grupo B foi restaurado com pino de liga de titânio pré-fabricado e munhão de resina. O grupo C foi restaurado com pinos de Ni-Cr. Os pinos e as coroas metalo-cerâmicas foram condicionados e cimentados pelo mesmo sistema adesivo nos 3 grupos. Os outros dez dentes foram restaurados com pino e munhão de Ni-Cr e coroas metalo-cerâmicas e cimentados com cimento de ionômero de vidro serviram como controle. Todos os dentes foram submetidos a teste de compressão por uma máquina universal em um ângulo de 135° ao longo eixo com velocidade de 1,5 mm/min até fraturar. A resistência à fratura e o modo (reparável ou catastrófica) foram determinados pelos teste ANOVA 1 fator e SNK e pelo teste Chi-Square. A resistência à fratura dos grupos A,B,C e controle foram (534,4N±145,7), (499,8N±186,9), (412,6N±99,3), (337,4N±121,2) respectivamente, mostrando uma diferença significativa entre eles (P<0.05). A resistência à fratura dos grupos A e B foram significativamente maiores que o grupo controle (P<0.05). O modo reparável de fratura observado no grupo A em relação aos outros grupos foi 80%, 40%, 20% e 30%, mostrando que este grupo teve um número muito maior de fraturas reparáveis que os outros

($P < 0.05$). Os autores concluíram que os pinos de fibra reforçados têm excelente resistência à fratura e podem ser recomendados como uma alternativa a pinos e munhões metálicos, especialmente em restaurações estéticas de incisivos.

Wiskott et al., em 2007 tiveram como objetivo desenvolver um modelo laboratorial na duplicação do processo de falha de pinos e munhões. O padrão de carga aplicado foi repetitivo (fadiga) e multivetorial. Para determinar e comparar a resistência sob carga de fadiga foram utilizadas 7 combinações de pinos endodônticos em relação a raiz natural: aço, titânio, cerâmico, resina, fibra de resina epóxica, fibra de vidro. Para isso foi reproduzido um repetitivo, alternado e multivetorial padrão de força intra oral para submeter os espécimes a um teste de feixe de rotação cantilever. Por fim, as amostras foram desenhadas como estrutura de rotação simétricas compreendendo uma raiz, um pino, ligamento periodontal, um análogo ósseo e um análogo de restauração. Os seguintes pinos foram testados: Unimetric TI, Unimetric SS, Biopost, Composipost, Easypost, e Dt Light Post, Everstick post. Por fim as amostras foram giradas em seu longo eixo. O objetivo foi determinar o nível de carga, o qual 50% dos espécimes resistiram e 50% fraturaram após a ciclagem. Por ordem crescente de magnitude a resistência à fratura foi a seguinte: Biopost, Unimetri TI, Unimetric SS, Composipost, Easypost e DT Light Post, concluindo que os dois pinos de fibra obtiveram resistência a fratura 2 vezes maior que qualquer pino cerâmico ou metálico.

Em 2007, Wu et al., através do ensaio de resistência à fratura radicular, avaliaram a efetividade de dois materiais restauradores para reforçar as raízes de paredes finas. Utilizaram 21 raízes de incisivos centrais superiores, os quais foram alargados de modo a deixar 1mm de parede dentinária radicular remanescente e 8mm de profundidade. Assim, os espécimes foram divididos em três grupos ($n = 7$): Grupo 1 (controle): NMF grande e cônico; Grupo 2: inserção de uma camada grossa de

resina composta dual (Bis-core, Bisco) antes da confecção de um NMF de menor diâmetro e Grupo 3: inserção de uma camada grossa de cimento de ionômero de vidro (ChemFil Superior, Dentsply) antes da confecção de um NMF, como no grupo anterior. Todos os NMFs foram cimentados com cimento resinoso auto-polimerizável (PostCement Hi-X, Bisco), com prévio condicionamento da dentina do canal radicular com ácido fosfórico a 32%, por 15s e aplicação de duas camadas de adesivo dentinário All-Bond 2 (Bisco), fotopolimerizado por 20s. Os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência à fratura, a uma velocidade de 2mm/min e angulação de 135° em relação ao longo eixo da raiz. Os resultados mostraram maior média de força (kN) necessária para fraturar as raízes no Grupo 2 (0.64) em comparação ao Grupo 1 (0.37) e Grupo 3 (0,490). Adicionalmente os autores realizaram ensaio de microtração, onde prepararam 20 dentes, com as coroas seccionadas na junção amelocementária e as raízes na porção média do seu longo eixo. O terço cervical das partes das raízes foram preparadas para receber a resina composta dual e a outra metade o cimento de ionômero de vidro. Os espécimes assim preparados foram submetidos à ciclagem térmica para posterior ensaio da resistência adesiva à microtração. Os resultados da microtração mostraram que a resina composta dual apresentou maior média de resistência de união (20.65 MPa) em comparação ao cimento de ionômero de vidro (12.89 MPa). Ainda neste mesmo trabalho, os autores prepararam mais 20 dentes de forma semelhante ao experimento anterior para possibilitar análise da interface adesiva ao microscópio óptico e de força atômica. A microscopia óptica revelou uma camada híbrida clássica na interface de união entre a resina composta dual e dentina do canal radicular. As espessuras da camada híbrida variaram normalmente sendo de aproximadamente 5µm de largura. Entretanto, trincas foram observadas no grupo do cimento de ionômero de vidro, mas que permaneceram adaptados próximo à dentina do canal radicular, sem penetração do cimento nos túbulos dentinários. A microscopia de força

atômica também revelou no grupo da resina composta dual a presença de tags de resina de aproximadamente 5 a 15µm, largos nas suas bases e se estreitando em direção aos túbulos. No grupo do cimento de ionômero de vidro foi observado um limite distinto entre o cimento e a dentina, com adaptação íntima dos dois substratos. Concluíram neste estudo in vitro que raízes de paredes finas poderiam ser significativamente reforçadas pela inserção de uma camada intermediária grossa de resina composta dual, mas não de um cimento de ionômero de vidro, antes da cimentação de um núcleo metálico fundido de pequeno diâmetro de Ni-Cr.

Moosavi et al., colaboradores em 2008, procuraram adaptar situações clínicas a dentes hígidos, com intuito de avaliar a resistência de dentes tratados endodonticamente usando 3 sistemas de reforço para raízes fragilizadas. Os espécimes foram divididos em 3 grupos, em que os canais foram ampliados, simulando raízes fragilizadas. No primeiro grupo foi usado sistema de reforço com resina composta e pino de fibra, no segundo, pino de fibra com pinos de fibra acessórios e no terceiro grupo, pinos de fibra e cimento resinoso. No quarto grupo, foi utilizado apenas um pino de fibra de vidro sem a fragilização do conduto para grupo controle. Todos os grupos foram submetidos a carga até o momento da fratura, sem prévia ciclagem térmica ou mecânica. Os autores observaram maior número de falhas passíveis de restauração nos grupos com pinos de fibra e pinos acessórios.

Ainda em 2008, Marteli e colaboradores compararam a resistência a fratura de raízes fragilizadas restauradas com núcleo metálico, pino de fibra de vidro e pino principal associado a 3 pinos acessórios de fibra de vidro, variando ainda nos dois últimos grupos a presença ou não de remanescente coronal de 2 mm. Não se observou diferença estatística na carga exercida em todos os grupos, assim como o remanescente dentário não influenciou a resistência à fratura. Entretanto, as falhas mais favoráveis se deram no conjunto que continha pino

principal e pinos acessórios e as catastróficas (não favoráveis) nas amostras com pinos metálicos.

Salameh e colaboradores em 2008, compararam a resistência à fratura e tipo de falha de incisivos superiores tratados endodonticamente restaurados com resina composta com ou sem pinos de fibra reforçados sob diferentes tipos de coroas totais. A hipótese nula testada foi que o padrão de falha e a resistência a fratura desses dentes não foram afetadas pelo uso de pinos de fibra ou pelo tipo de coroa total. Para isso, 120 incisivos superiores foram endodonticamente tratados e divididos em 4 grupos de 30. Cada grupo foi dividido em 2 sub grupos: sem pinos de fibra e com pinos de fibra. Coroas metalo-cerâmicas foram instaladas no grupo 1; coroa Empress no grupo 2; o sistema Adoro no grupo 3 e coroas Cercom no grupo 4. Testes de fraturas foram realizados com carga até a fratura total dos espécimes. Os dados foram analisados por ANOVA 2 fatores ($\alpha=0.05$). O tipo de coroa não foi fator que afetasse a resistência a fratura ($p=0.4$), considerando que a presença do pino foi ($p=0.001$). Em ambos, a presença de pinos e tipos de coroa tiveram uma influência significativa na proporção de fraturas restauráveis e não restauráveis. Apesar dos livros de prótese não indicarem o uso de pinos de fibra, os autores nesse estudo concluíram que existe um aumento na resistência a fratura e melhor prognóstico em caso de fratura.

Zogheib e colaboradores em 2008, submeteram os espécimes a ciclagem mecânica e compressão, para avaliação da resistência à fratura e o padrão de fratura de raízes íntegras e fragilizadas, reconstruídas internamente com resina composta e pinos de fibra de vidro observou-se que raízes fragilizadas foram menos resistentes à fratura e apresentaram menos fraturas favoráveis à reabilitação do que às raízes íntegras. Desta forma, os estudos *in vitro* podem apresentar alguma relevância uma vez que os resultados começam a se repetir, dando uma prévia ainda que limitada do que pode acontecer na cavidade bucal.

Giovani et al. em 2009 realizaram um estudo para avaliar *in vitro* a resistência à fratura de raízes de 60 caninos superiores tratados endodonticamente. Os dentes foram envoltos com resina acrílica e 4 mm de remanescente cervical foram preservados após a remoção da coroa clínica. Os condutos foram preparados com comprimentos de 6mm, 8mm e 10mm e divididos em grupos. Cada grupo foi dividido em 2 sub-grupos de acordo com o material do pino: pinos metálicos e munhões de fibra de vidro, cimentados com cimento dual Panavia F(n=30). E o outro sub-grupo com pinos metálicos e munhões de Co-Cr (+resiliente) cimentados com fosfato de zinco. Os espécimes foram submetidos a uma força de compressão crescente até a fratura. Os dados foram analisados por ANOVA (2 fatores) que indicou diferenças significantes entre os grupos e teste de Tuckey-Kramer (alpha.05) que revelou diferenças significantes entre os grupos 6mm (26,5N±13,4), 8mm (25,2N±13,9) e 10mm (17,1N±5,2). Também no grupo dos pinos de fibra não foram obtidas diferenças significantes quando os grupos de 8mm(13,4N±11,0) foram comparados aos grupos de 6mm(6,9N±4,6) e 10mm(31,7N±13,1). Este último mostrou resistência à fratura superior e o grupo de 6mm mostrou os menores valores de resistência (p<.001). Os autores concluíram que há viabilidade clínica no uso de pinos de fibra de vidro como alternativa aos pinos metálicos, aumentando a resistência à fratura de dentes caninos tratados endodonticamente.

Silva e colaboradores em 2009, através da análise de elementos finitos, avaliaram a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com diferentes pinos pré-fabricados. Seis modelos foram usinados de uma placa anatômica – 4 pinos metálicos (Parapost XH, Parapost XT, Parapost XP e Flexi-Flange), 1 pino de fibra de vidro (Parapost Fiber-lux), e o sexto modelo serviu como controle. Os autores utilizaram software do sistema CAD e exportaram os espécimes para a ANSYS 9.0. Todos os materiais e estruturas foram considerados elásticos, isotrópicos,

homogêneos e lineares, exceto o pino de fibra de vidro que foi considerado ortotrópico. Os valores das propriedades mecânicas foram obtidos a partir de uma revisão de literatura. Uma carga de 2N foi aplicada na superfície lingual sob um ângulo de 135 graus. Os resultados de estresse não apresentaram diferença na distribuição entre os pinos de titânio, na porção radicular e dentro dos pinos. Houve maior concentração de estresse na porção coronária dos pinos de titânio em relação aos pinos de fibra. Os autores tiveram a impressão que a forma externa dos pinos não influenciou na distribuição dos estresses e concluíram que os pinos de fibra mostraram mais homogeneidade na distribuição de estresse que os pinos metálicos e concluíram também que o tipo de material foi mais relevante que a configuração externa dos pinos quanto a distribuição de estresse.

Nam e colaboradores em 2010, realizaram um estudo comparativo de resistência à fratura e padrão de falhas de 100 pré-molares inferiores com diferentes números de paredes coronárias (zero até quatro paredes), com ou sem pinos de fibra reforçados por resina, analisando também a distribuição de estresse fotoelástico. A resistência à fratura foi medida em um ângulo de 45 graus com uma velocidade de 1 mm/min e os padrões de fratura foram observados. A distribuição do estresse fotoelástico dos espécimes, com ou sem pino de fibra, também foram avaliados. Os testes ANOVA e Duncan foram utilizados para medir a resistência à fratura ($p < 0.05$). Os resultados alcançados pelos autores no grupo sem pinos foi decrescendo a medida que o número de paredes diminuiu. Os pinos de fibra aumentaram a resistência à fratura significativamente, exceto no grupo sem remanescente e o padrão de fratura foi mais favorável. A maior concentração de estresse foi observada ao longo do canal nos grupos sem pinos; os estresses deram a impressão de estarem distribuídos no grupo com pinos em fotoelasticidade. Os autores concluíram que pré-molares com duas ou mais paredes, quando

restaurados com pinos de fibra, tiveram uma maior resistência à fratura e uma melhor distribuição de estresse.

3 PROPOSIÇÃO

Baseado na importância do estudo da resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente demonstrada pela revisão da literatura, o propósito da presente pesquisa foi:

- a.** Verificar se existiu diferença entre os retentores intraradiculares quanto à resistência à fratura;
- b.** Avaliar se existiu diferença na associação coroa/ retentor intraradicular quanto à resistência à fratura após ciclagem mecânica;
- c.** Identificar, por meio de microscopia ótica, se os tipos de fratura apresentaram algum padrão independente do núcleo e restauração.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Os materiais utilizados neste estudo, bem como suas respectivas marcas comerciais e fabricantes, estão apresentados na tabela abaixo (Quadro 1).

Quadro 1- Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos

Material	Fabricante	Descrição
Pinos de fibra de quartzo e acessórios	RTD/ Saint Ègreve, França	Pino pré-fabricado de fibra de quartzo, serrilhado, com n ° 4
Filtek Z250	3M ESPE, Saint Paul, USA	Compósito odontológico fotoativado
Impregum Soft	3M ESPE, Saint Paul, USA.	Material de moldagem a base de poliéter.
Multilink	Ivoclar-Vivadent, Schaan - Liechtenstein	Cimento resinoso autopolimerizável
Sistema Cerâmico IPS e.max	Ivoclar-Vivadent, Schaan – Liechtenstein	Cerâmica injetada a base de dissilicato de lítio
Cerâmica Noritake	Noritake Kizai Co. Limited	Cerâmica feldspática de recobrimento de estrutura para subestrutura metálica
Resina Composta laboratorial Sinfony	3M ESPE, Saint Paul, USA	Monômeros(48%), Vidro(40%), Dióxido de silício(5%), Ionômero de vidro(5%), Silano(1%), Agente iniciador(1%).
Elite	Zhermack, Italia	Silicona de adição

4.2 Método

4.2.1 Obtenção das amostras

Foram selecionados 60 incisivos centrais humanos íntegros, com anatomia e dimensões aproximadamente semelhantes, com comprimentos radiculares que foram padronizados em 16 mm. (Figura 1)

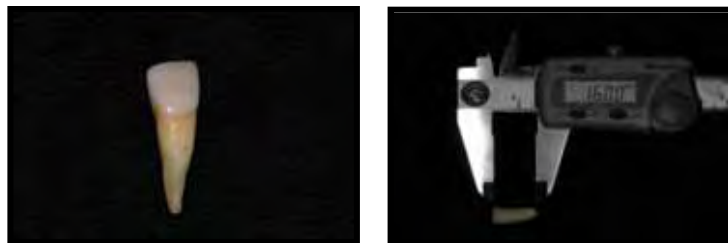


Figura 1 – Espécime dentário padronizado em 16 mm

Estes dentes foram coletados nas clínicas da Universidade Estadual Paulista com autorização livre e esclarecida dos pacientes e o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista (Anexo 1). Os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, SS White, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e escovas de Robinson com pasta de pedra pomes e água. Dentes com anatomia ou dimensões discrepantes foram descartados. Os dentes foram seccionados abaixo da junção amelocementária no comprimento padronizado de 16 mm com brocas diamantadas e armazenados. Para a padronização dos dentes doados foi feita a mensuração das distâncias méso-distal (MD) e vestibulo lingual (VL) das raízes. Após o corte os diâmetros dos canais radiculares foram avaliados e quando encontradas

raízes com diâmetros discrepantes, ou seja, muito amplos ou atrésicos, essas foram descartadas.

4.3 Confecção dos corpos de prova

Os remanescentes radiculares foram numerados e distribuídos de acordo com a média dos valores das distâncias (MD) e (VL) em ordem crescente e divididos em 10 grupos de 6 em ordem crescente de tamanho e os grupos finais foram formados a partir de um espécime de cada grupo de dez formando assim os grupos que foram analisados. Desta forma a diferença entre as médias dos diâmetros dos incisivos dos mesmos grupos não ultrapassou 1 mm.

As raízes foram incluídas segundo Soares et al. (2005) e para isso foi utilizada cera 7 para se conseguir um espaço entre 0,2 e 0,3 mm em torno de toda raiz (Figura 2), que forneceu o espaço a ser preenchido pelo poliéter (Impregum F – 3M ESPE, Seefeld – Alemanha) simulando o ligamento periodontal para que fosse possível reproduzir a movimentação do dente no interior do alvéolo. Assim, a cera foi aquecida a uma temperatura de 80°C em termo plastificadora e as raízes foram imersas em um rápido movimento. As raízes foram mantidas em temperatura ambiente e, em seguida as mesmas foram imersas em água fria para que a cera se solidificasse completamente sem sofrer deformações. Por meio das marcações feitas anteriormente nas raízes, foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície radicular com paquímetro digital.



Figura 2 – Simulação do espaço periodontal

A seguir as raízes foram posicionadas e fixadas em resina acrílica ativada quimicamente dentro de dispositivos cilíndricos de PVC de $\frac{3}{4}$ polegada com 20 mm de altura. O posicionamento das raízes no interior dos cilindros foi realizado com o uso de um delineador e com auxílio de uma broca de preparo radicular que foi posicionada no interior da raiz. Assim as raízes foram posicionadas no interior do cilindro mantendo-se uma exposição radicular de 2 mm. (Figura 3).

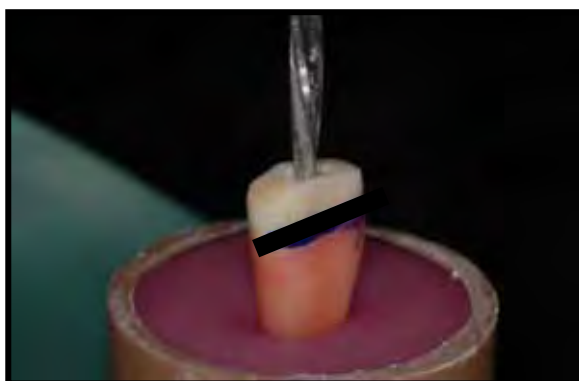


Figura 3 – Inclusão do corpo de prova no interior do cilindro

Após 24 horas, as raízes foram retiradas dos alvéolos artificiais e imersas em água aquecida a 50°C. A seguir, as raízes foram polidas com pedra pomes e escova de Robbinson eliminando-se qualquer resíduo de cera. Para a obtenção do ligamento periodontal artificial, foi utilizado adesivo à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, Seefeld – Alemanha). As superfícies radiculares e os alvéolos artificiais receberam a aplicação do adesivo (Polyether Adesive, 3M ESPE, Seefeld – Alemanha)

e em seguida foi realizada a colocação do material de moldagem com auxílio de uma espátula e também pincelado sobre a raiz (Figura 4). O dente foi introduzido no cilindro de resina até que a demarcação prévia coincidissem com a superfície do cilindro.

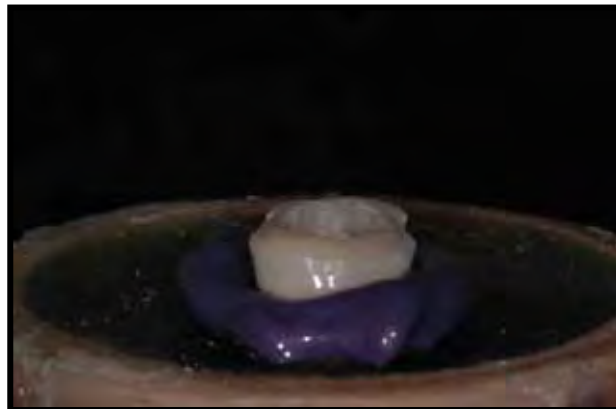


Figura 4 – Aplicação de poliéter para simular ligamento periodontal

Todos os corpos de prova foram identificados e mantidos em solução fisiológica no interior de recipientes hermeticamente fechados de acordo com o material para confecção do retentor intra-radicular e coroa a ser restaurado (Quadro 1).

4.4 Preparo das raízes

Para o preparo dos condutos das raízes, foi utilizada inicialmente, uma broca de Peeso nº 2 (Maillefer Instrumentos S.A., Dentsply – Suíça) na profundidade de 12 mm. As raízes foram enfraquecidas seguindo a metodologia proposta por Marchi et al., 2003. O

preparo foi realizado através de desgastes com pontas diamantadas inicialmente em alta rotação terminando em baixa rotação sob refrigeração constante. Primeiramente, foi realizado um desgaste de 9 mm de profundidade até o terço apical, com ponta diamantada esférica número 1016 (1,8 mm diâmetro) (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Em seguida, foi realizado um segundo desgaste do terço cervical até o terço médio alcançando 5 mm de profundidade com a ponta diamantada esférica número 3017 HL (2,5 mm de diâmetro) (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Foi realizado um terceiro desgaste no terço cervical com broca 3018 HL (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) com 3 mm de profundidade de modo a deixar uma parede remanescente de 0,5 mm de espessura. A profundidade de penetração das pontas foi controlada através de marcações em suas hastes (Figura 5).

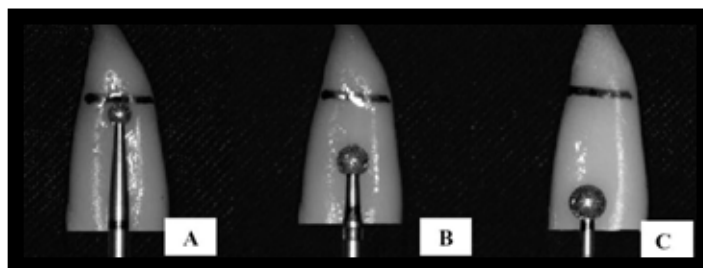


Figura 5 – Pontas diamantadas utilizadas e profundidade de desgaste: (a) 1016, 9 mm até o terço apical; (b) 3017 HL, 5 mm de profundidade até o terço cervical e (c) 3018 HL, 3 mm de profundidade até o terço cervical.

4.5 Constituição dos grupos

Após a realização dos desgastes no interior das raízes (Marchi et al., 2003) simulando raízes fragilizadas, os espécimes foram divididos em 6 grupos, sendo classificados segundo o tipo de retentor intraradicular e o tipo de material restaurador utilizado.

Quadro 2 – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de material

Grupo	Tipos de Retentores	Tipos de Restaurações
1	Núcleo Metálico Fundido	Resina Composta Indireta
2	Núcleo Metálico Fundido	Metalocerâmica
3	Núcleo Metálico Fundido	IPS e-max
4	Pinos de Fibra Pre-Fabricados + Pinos de Fibra acessórios	Resina Composta Indireta
5	Pinos de Fibra Pre-Fabricados + Pinos de Fibra acessórios	Metalocerâmica
6	Pinos de Fibra Pre-Fabricados + Pinos de Fibra acessórios	IPS e-max

4.6 Construção da porção coronária

Para padronizar a confecção da porção coronária dos núcleos de preenchimento e dos núcleos metálicos fundidos, foi confeccionada uma matriz em resina de um modelo de incisivo superior previamente preparado para receber uma coroa total com resina composta Z250 (3M

ESPE), seguindo os mesmos padrões da parte coronária do núcleo metálico fundido. (Figura 6).

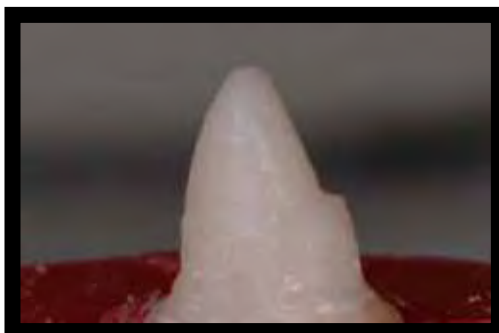


Figura 6 – Padrão confeccionado em resina para reprodução dos munhões.

A partir desse padrão, foram reproduzidas matrizes de acetato em uma máquina plastificadora a vácuo que serviu para auxiliar a confecção dos núcleos de preenchimento com resina composta híbrida (Zamboni et al., 2008) e núcleos metálicos fundidos (Figura 7).



Figura 7 – Molde em acetato

4.7 Preparo do espaço para o pino e preparo das amostras dos grupos restaurados com Núcleos Metálicos Fundidos.

Os Grupos 1, 2 e 3 foram preparados para receber núcleos metálicos fundidos. Foram utilizadas brocas de largo nº 2 3 e 4 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) em seqüência por uma extensão de 9 mm,

deixando o preparo levemente expulsivo. Após o preparo e a limpeza dos canais com jatos de água/ar e secagem com cones de papel absorvente os condutos foram vaselinados e para a confecção dos núcleos metálicos fundidos foi realizada a técnica direta descrita por Miller (1978), utilizando-se núcleos de policarbonato pré-fabricados (Núcleo Jet – Angelus, PR – Brasil), reembasados com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Chicago, USA). Foi realizada a modelagem do conduto em resina acrílica (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Chicago, USA) e confecção do munhão utilizando matriz de acetato previamente confeccionada e padronizada. Para isso, foi vertido resina Duralay (Dental Reliance Mfg. Co., Buffalo, IL, EUA) no interior da matriz de silicone, obtendo-se padrões de resina com dimensões semelhantes aos dentes preparados dos outros grupos, mantendo-se desta forma a padronização da porção coronária de todos os corpos de prova. Os padrões de resina foram então posicionados sobre a extremidade do bastão posicionado dentro do conduto e câmara pulpar e fixados com resina Duralay. Após a polimerização, foi realizada o refinamento e remoção de excessos do preparo da porção coronária em resina acrílica com brocas de carboneto de tungstênio (Maxicut e Minicut – Edenta AG Dental produkte – Suíça). Os núcleos metálicos fundidos foram confeccionados utilizando liga de níquel cromo.

4.8 Cimentação do Núcleo Metálico Fundido

Para que o agente cimentante não fosse mais uma variável que pudesse interferir nos resultados, os núcleos metálicos fundidos foram cimentados com cimento resinoso Multilink (Ivoclar – Vivadent, Schan, Liechtenstein) (Figura 9).



Figura 8 - Primer A e Primer B utilizado na cimentação

Previamente a cimentação foi realizada limpeza do conduto radicular com 10 ml de EDTA 17% (Odahcam, Dentsply, Brasil) durante 1 minuto para remoção da *smear layer* seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente.

A cimentação dos núcleos metálicos fundidos foi iniciada pela adaptação dos mesmos ao comprimento de 9 mm intra-radicular. Foi aplicado uma camada de adesivo (mistura de uma gota do Multilink Primer A e Multilink Primer B), foi feita aplicação ativa de uma camada da mistura no pino, com pincel descartável tipo microbrush, por 15 s, e remoção de excessos com ligeiro jato de ar. O tratamento do canal radicular com o sistema adesivo Multilink Primer A e B (Ivoclar-Vivadent) (Figura 8) foi realizado conforme as recomendações do fabricante.



Figura 9 – Cimento Resinoso Multilink

Partes iguais da pasta base e catalisadora do cimento resinoso (Figura 8) foram misturadas e aplicadas primeiro no pino e, depois no

conduto radicular com auxílio de um gotejador de cera nº 2. O núcleo metálico fundido foi assentado passivamente no conduto sob pressão digital, os excessos de cimento foram removidos e espera do tempo de polimerização por cerca de 180 segundos.

Conforme instrução do fabricante, não foi usada a broca lentulo para levar o cimento no conduto radicular, uma vez que seu uso poderia acelerar o tempo de presa da reação.

4.9 Preparo do espaço para o pino e preparo das amostras dos grupos restaurados com Pinos de Fibra Pré Fabricados.

Os grupos 4, 5 e 6 foram preparados com uma broca do próprio kit de pinos nº4 (Figura 10) na profundidade de 9 mm indicada pelo fabricante para receber os pinos de fibra feita com irrigação. Após o preparo e a limpeza dos canais com jatos de água/ar e secagem com cones de papel absorvente, os pinos foram testados no interior do conduto e cortados com broca diamantada de modo que ficasse um remanescente extra coronário de 4 mm.



Figura 10 – Brocas e respectivos pinos de fibra de quartzo do sistema Macro Lock X-RO - RTD.

As matrizes foram adaptadas a cada espécime. Incrementos de resina composta foram aplicados e fotopolimerizados ao redor do pino no volume suficiente para que se crie base do futuro munhão sem que haja

interferência da matriz de acetato. A seguir, a forma externa dos núcleos foi obtida a partir do preenchimento da matriz com resina composta e posicionamento da mesma sobre os espécimes para a remoção do excesso de material extravasado antes da polimerização final (Figura 11).

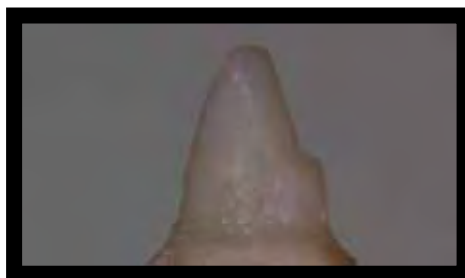


Figura 11 – Munhão em resina confeccionado através de molde de acetato

Após a fotopolimerização do material foi realizada a remoção dos excessos com lamina de bisturi e brocas multilaminadas. Ao final, os núcleos de preenchimento apresentaram uma altura de 6 mm.

4.10 Cimentação do Pino de Fibra de Quartzo.

A cimentação dos pinos foi iniciada pela adaptação dos mesmos ao comprimento de 9 mm intra-radicular e mais extensão coronária de 4 mm delimitada com um marcador permanente. realizada aplicação de uma camada de agente silano (Monobond-S, Ivoclar Vivadent) por 60 segundos à temperatura ambiente e seco com jato de ar por 5 segundos. A seguir, foi aplicado uma camada de adesivo (mistura de uma gota do Multilink Primer A e Multilink Primer B), com pincel descartável tipo microbrush por 15 segundos e remoção de excessos com ligeiro jato de ar (Figura 12).



Figura 12- Tratamento da superfície do pino de fibra.

O tratamento do canal radicular com o sistema adesivo Multilink Primer A e B (Ivoclar-Vivadent) foi realizado conforme as recomendações do fabricante. Foi feita a limpeza do conduto radicular com 10 ml de EDTA 17% (Odahcam, Dentsplay, Brasil) durante 1 minuto para remoção da *smear layer* seguida de irrigação final com água destilada para a limpeza de eventuais impurezas e secas com cones de papel absorvente. Foi feita dosagem e mistura de uma gota de Multilink Primer A e Primer B e aplicado na superfície do pino principal e acessórios por 15 segundos (Figura 13a).

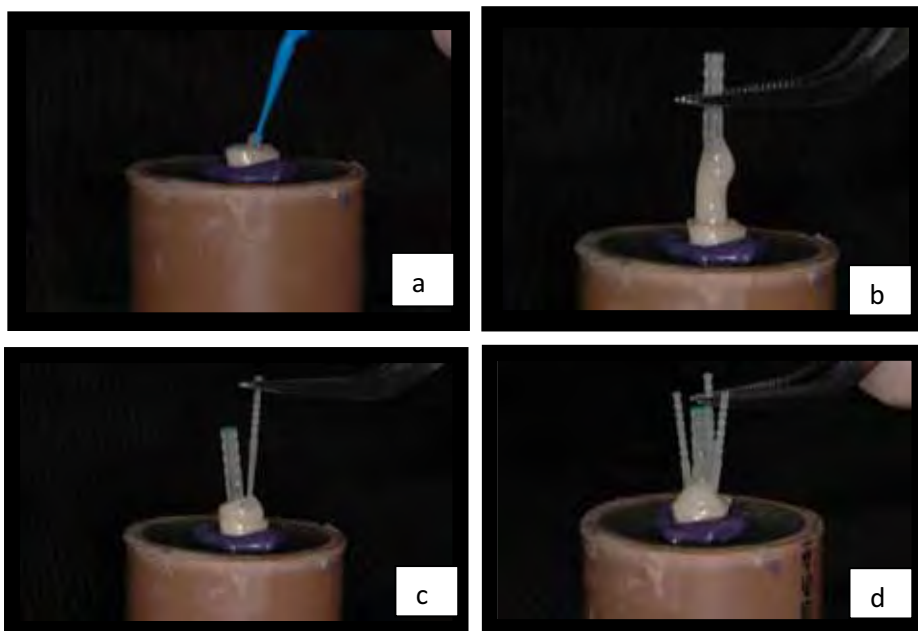


Figura 13 – Cimentação do pino de fibra de quartzo a) Aplicação do primer A+B; b) Introdução do pino de fibra tratado com cimento resinoso; c e d) Colocação dos pinos acessórios.

Para a cimentação dos pinos de fibra foram dispensadas partes iguais da pasta base e catalisadora do cimento resinoso e misturadas e aplicadas primeiro no pino (Figura 13b), depois no conduto radicular com auxílio de um gotejador de cera nº 2. O pino foi assentado passivamente no conduto sob pressão digital e, a seguir, foram introduzidos mais 3 pinos acessórios da mesma forma anteriormente descritas (Figura 13c). Os excessos de cimento foram removidos e espera do tempo de polimerização por cerca de 180s (Figura 13).

Conforme instrução do fabricante, não foi usada a broca lântulo para levar o cimento no conduto radicular, uma vez que seu uso poderia acelerar o tempo de presa da reação.

4.11 Moldagem Dos Preparos e Obtenção dos Modelos em Gesso

Os munhões dos espécimes foram moldados com poliéter (Impregum F; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) com casquetes individuais de resina acrílica, os troques foram preenchidos em gesso tipo IV. Após a obtenção do modelo de trabalho, o mesmo foi aliviado na porção coronária com Tru-fit, o que corresponde a 15 μ m de alívio.

Após a desinclusão, as coroas foram limpas e adaptadas nos dentes. Para detectar áreas ou pontos de atrito que pudessem impedir o assentamento das coroas nos respectivos preparos foi aplicado líquido evidenciador de contato com auxílio de um pincel pelo de marta 00 nas paredes internas das fundições. As áreas de atrito foram removidas com broca de aço esférica nº 2 em alta rotação sob refrigeração constante. Este procedimento foi repetido até que uma película uniforme de evidenciador fosse observada. A verificação da adaptação foi realizada

com auxílio de uma sonda exploradora nº 05 e com lupa frontal com aumento de 4 vezes.

4.12 Confeção e cimentação da coroas

Sobre os modelos foram confeccionadas 20 coroas totais de resina composta laboratorial do sistema Sinfony (3M ESPE), 20 coroas totais em metalo cerâmica (noritake) e 20 coroas metal-free do sistema cerâmico IPS e-max (Ivoclar-Vivadent) (Figura 16), seguindo-se as recomendações do fabricante. As mesmas foram confeccionadas por laboratório técnico especializado no formato de incisivos centrais superiores com apoio na superfície palatina 2 mm abaixo da incisal para aplicação de carregamento durante os testes.

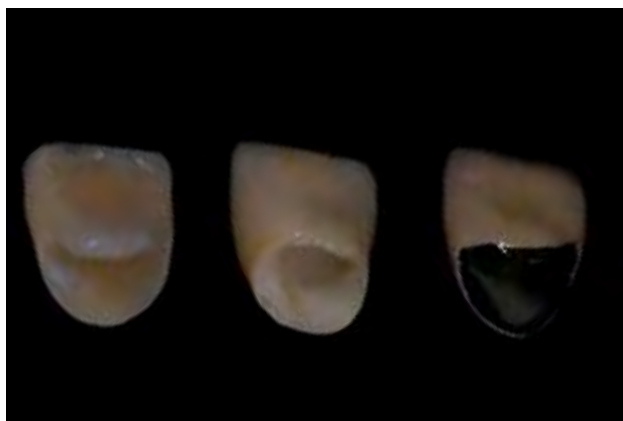


Figura 14 – a) Coroa em resina indireta; b) Coroa metal free; c) Coroa metalo-cerâmica

Com a obtenção do modelo as coroas foram fabricadas seguindo-se as recomendações técnico-laboratoriais dos fabricantes para o seu material.

4.12.1 Coroa Metallo-Cerâmica

As coroas foram confeccionadas de acordo com as recomendações do fabricante. Foi realizado isolamento do troquel com vaselina sólida, confecção do casquete com resina acrílica, correção da superfície e margens do casquete com cera (Kota do Brasil). O casquete foi incluído em revestimento fosfatado (Termocast – Polidental Ind. e Com. Ltda), o forno foi aquecido a 900°C para eliminação da cera e resina, foi feita a fundição da liga metálica a base de NiCr (Durabond MS), foi realizada a desinclusão do revestimento e adaptação da infra-estrutura metálica no modelo. A seguir a infra-estrutura foi usinada com pedra de óxido de alumínio. Após isso foi verificada a adaptação da infra-estrutura e aquecimento em forno de porcelana para desgaseificação do metal. Foi feito jateamento do metal com óxido de alumínio e lavagem em ultrassom por 10 minutos. Foi feita aplicação da cerâmica opaca em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (980°C). A seguir, a cerâmica de corpo foi aplicada em 2 camadas, sendo cada aplicação seguida de uma queima (960°C). Foi feito desgastes da superfície das coroas com ponta diamantada para obtenção da forma e dimensões estabelecidas. Realizou-se um polimento final com pontas de borracha abrasivas e glazeamento.

4.12.2 Cimentação

Na peça foi aplicado o primer de metal. Foi aplicado agente silano Monobond S (Ivoclar Vivadent) por 1 minuto. A seguir aplicamos o primer A e B do sistema de cimentação Multilink (Ivoclar Vivadent), o condicionamento foi realizado com o sistema adesivo autocondicionante do cimento Multilink (Ivoclar Vivadent) através da mistura Primer A +

Primer B na proporção 1:1, apresentado em 2 frascos (condicionador e primer juntos e adesivo separado). Com pincel microbrush, procedeu-se 15 segundos de aplicação do condicionador sobre as estruturas, seguida de jatos de para eliminação do solvente. O cimento resinoso foi manipulado com auxílio de stick e a peça foi cimentada ao preparo com uma carga de 5,0 kg. Passados 120 segundos realizou-se, imediatamente, a remoção dos excessos.

4.13 Coroa Sinfony

Os cerômeros, ou polímeros otimizados por cerâmica, são resinas compostas microhíbridas de uso indireto e que apresentam uma média de 66% de peso de partículas minerais cerâmicas. Na tentativa de reunir as melhores propriedades das resinas compostas e das porcelanas, dentre elas a estética, a resistência ao desgaste e a fratura, a conservação e a adesão à estrutura dentária, suprimindo as suas desvantagens, surgiu no mercado, em meados de 1996, uma nova classe de material restaurador indireto, os cerômeros ou polímeros otimizados por cerâmica, que nada mais são do que resinas compostas microhíbridas com partículas inorgânicas cerâmicas. Estudos têm demonstrado a eficiência e as vantagens deste material que pode ser utilizado para a confecção de restaurações de grandes cavidades e próteses fixas de até três elementos.

A resina Sinfony, segundo o fabricante, dispõe de duas unidades para polimerização. A *Visio Alfa* (3M ESPE) (Figura 17) é a unidade de luz para pré-polimerização, onde durante 5 segundos polimeriza cada camada de resina (não superior a 2 mm), facilitando a confecção do trabalho final. Já a unidade de luz para polimerização final, sob vácuo e luz é a *Visio Beta Vario* (3M ESPE) (Figura 15), onde durante

1 minuto ocorre apenas a polimerização por luz e logo em seguida por 14 minutos a polimerização se dá sob luz e vácuo. Com esta unidade ocorre a polimerização a vácuo da camada de dispersão (aumentando a dureza superficial e dando maior retenção do polimento) e a completa decomposição do foto iniciador (aumentando a longevidade e estabilidade de cor). A *Visio Beta bomba* a vácuo é usada em conjunto com a unidade de luz *Visio Beta Vario*, para obtenção do vácuo.

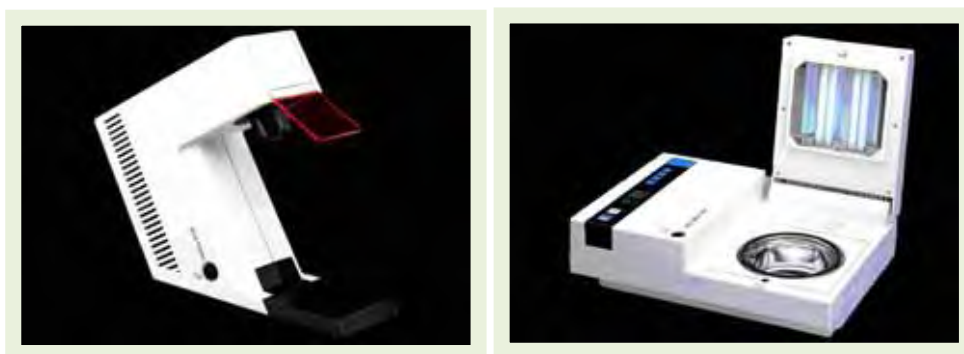


Figura 15 - Sistema Sinfony a) unidade Visio Alfa; b) unidade Visio Beta Vario.

4.13.1 Cimentação

As coroas foram condicionadas com ácido fosfórico 37% por 20 s, lavadas e secas com jatos de ar. Foi aplicado agente silano Monobond S (Ivoclar Vivadent) por 1 minuto. A seguir foi aplicado primer A e B do sistema de cimentação Multilink (Ivoclar Vivadent). No preparo, o condicionamento foi realizado com o sistema adesivo autocondicionante do cimento Multilink (Ivoclar Vivadent) através da mistura Primer A +

Primer B na proporção 1:1, apresentado em 2 frascos (condicionador e primer juntos e adesivo separado). Com pincel microbrush, procedeu-se 15 segundos de aplicação do condicionador sobre as estruturas, seguida de jatos de ar para eliminação do solvente. O cimento resinoso foi manipulado com auxílio de stick e a peça foi cimentada ao preparo com uma carga de 5,0 kg. Passados 120 segundos realizou-se, imediatamente, a remoção dos excessos.

4.14 Coroa IPS e-max

Após a confecção dos troquéis, as cavidades foram delimitadas com lápis e receberam camadas do espaçador. A seguir foi realizado o enceramento das incrustações com cera. Os procedimentos de inclusão, fundição e limpeza da porcelana seguiram as especificações do fabricante (Figura 16).

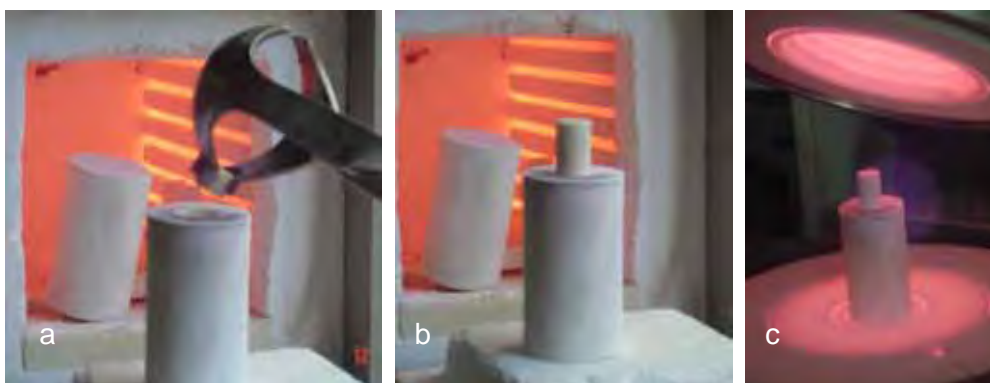


Figura 16 – Sistema IPS e-max a) pastilha de cerâmica sendo colocada no cilindro; b) cilindro posicionado sobre a pastilha; c) cilindro de revestimento com pistão posicionado no centro do forno.

4.14.1 Cimentação

As coroas foram condicionadas com ácido fluorídrico 10% por 20 s, lavadas e secas com jatos de ar (Figura 17). Foi aplicado agente silano Monobond S (Ivoclar Vivadent) por 1 minuto (Figura 18).



Figura 17 - Condicionamento ácido por 20 segundos



Figura 18 – Aplicação do agente Silano

A seguir foi aplicado primer A e B do sistema de cimentação Multilink (Ivoclar Vivadent) na coroa. No preparo, o condicionamento foi realizado com o sistema adesivo autocondicionante do cimento Multilink (Ivoclar Vivadent) através da mistura Primer A + Primer B na proporção 1:1, apresentado em 2 frascos (condicionador e primer juntos e adesivo

separado). Com pincel microbrush, procedeu-se 15 segundos de aplicação do condicionador sobre as estruturas, seguida de jatos de para eliminação do solvente. O cimento resinoso foi manipulado e a peça foi cimentada ao preparo com uma carga de 5,0 kg. Passados 120 segundos realizou-se, imediatamente, a remoção dos excessos.

Após a cimentação das coroas, os corpos de prova foram submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica.

4.15 Teste de ciclagem mecânica

Previamente a estes testes, os espécimes foram visualizados sob microscopia ótica para confirmação da integridade radicular obtida após a seleção dos mesmos no início desta pesquisa.

Para este teste, foi realizada uma máquina de simulação de ciclos mecânicos (Figura 19).

Os espécimes foram posicionados numa angulação de 45 graus em relação ao plano do solo e submetidos a impactos repetitivos direcionados, por 500.000 ciclos a uma frequência de 4 hz



Figura 19 – Cicladora Mecânica.

4.16 Ensaio de resistência à fratura

Para que as coroas possam receber uma força de compressão incidindo em um ângulo de 135° com longo eixo da raiz, simulando um contato oclusal em classe I de Angle, foi utilizado um dispositivo metálico que permita o posicionamento dos corpos de prova em ângulo de 45° em relação ao plano horizontal. Ao final de cada teste os valores da força necessária para provocar a falha do conjunto dente/núcleo/restauração e os resultados foram submetidos à análise estatística para discussão dos mesmos.

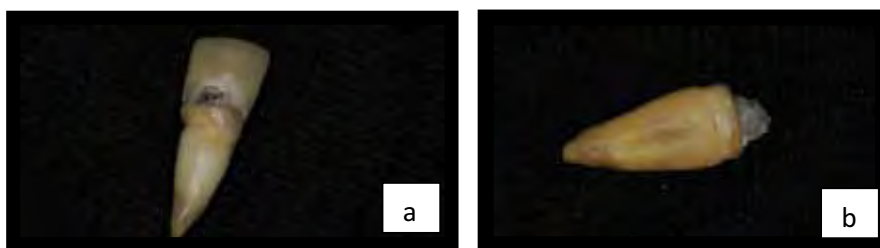


Figura 20 –Tipos de fraturas favoráveis

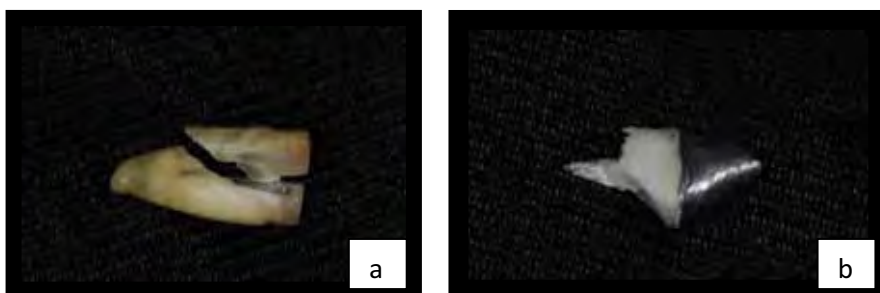


Figura 21 –Tipos de fraturas desfavoráveis

4.17 Análise dos padrões de Fratura

A análise do padrão de fratura foi realizada através da classificação dos padrões de fraturas em favoráveis (Figura 20) e não favoráveis (Figura 21).

4.18 Análise estatística

No delineamento do nosso experimento, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 3, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o tipo de material restaurador (Cerômero, Metal free e Metallo-cerâmica) e a utilização de dois tipos de retentores intra-radulares (metálico ou Quartzo).

A variável resposta valor de resistência à fratura (kgf) foi obtido no ensaio de compressão.

A unidade experimental foi o dente restaurado, denominado corpo-de-prova.

Os corpos-de-prova foram designados, aleatoriamente, às seis condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis experimentais.

Foram obtidos 60 dados, ou seja, seis condições experimentais sob dez repetições, os quais foram submetidos à análise estatística por

meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 15.1, 2007) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (MR e Pino), efeito fixo.

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (dois fatores), considera três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa entre as MR; entre a Condição do Pino e a interação entre os dois fatores.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de resistência à compressão

Para obtenção das médias da resistência à compressão, foi realizada a média aritmética dos 10 valores de resistência obtidos em cada grupo.

As medidas resumo numéricas, média, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação, para cada grupo avaliado estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Média (\pm DP) dos dados de resistência à compressão (Kgf) segundo os fatores "pino", "material restaurador" *n=10

Grupo	Mínimo	Máximo	n	Média \pm DP	Coef. Var. (%)
G1	26.15	64.40	10	47.44 \pm 10.39	21.90
G2	43.15	64.73	10	54.74 \pm 7.76	14.18
G3	32.81	63.53	10	49.71 \pm 8.66	17.41
G4	42.12	64.84	10	54.97 \pm 8.67	15.77
G5	52.85	93.73	10	73.50 \pm 11.83	16.10
G6	44.37	78.63	10	55.47 \pm 10.62	19.15

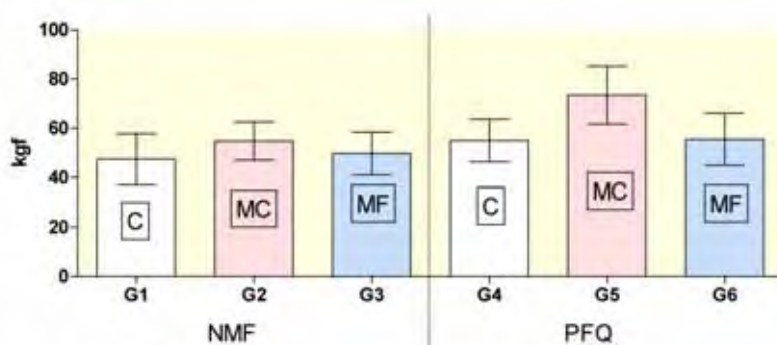


Figura 22. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de resistência à fratura segundo as condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Pino e Restauração.

Para avaliar a influência do retentor intra-radicular e do material restaurador quanto à resistência à compressão, os dados obtidos em nosso experimento, foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância, após ser considerada a distribuição dos resíduos (Figura 22).

Os valores residuais decorrentes do ajuste desse modelo adotado foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Sendo determinado que os dados originais propiciam um adequado ajuste, pois os dados se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade. Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados.

Tabela 2. ANOVA (2 fatores) para os dados (kgf) obtidos no ensaio de resistência à fratura

Efeito	Gl	SQ	QM	F	p
MR	2	2011,07	1005,54	10,56	0,0001*
Pino	1	1710,94	1710,94	17,98	0,0001*
Interação	2	496,49	248,25	2,61	0,0829
Resíduo	54	5139,56	95,18		
Total	59	9358,06			

*p<0.05

Por meio da Tabela ANOVA, verifica-se que o efeito interação entre o retentor intra-radicular e o material utilizado para a confecção da coroa total não é estatisticamente significativa (Tabela 2).

O efeito interação não significativa indica que a alteração da resistência à fratura quanto ao tipo e retentor intra-radicular (diferença dos valores: Pino Q – Pino NMF: 73,50 – 54,74 = 18,76 kgf) para o Metalocerâmica não difere estatisticamente da alteração no cerômero (54,97- 47,44 = 7,53kgf e no tipo Metal Free (55,47- 49,71 = 5,76 kgf), (Figura 23).

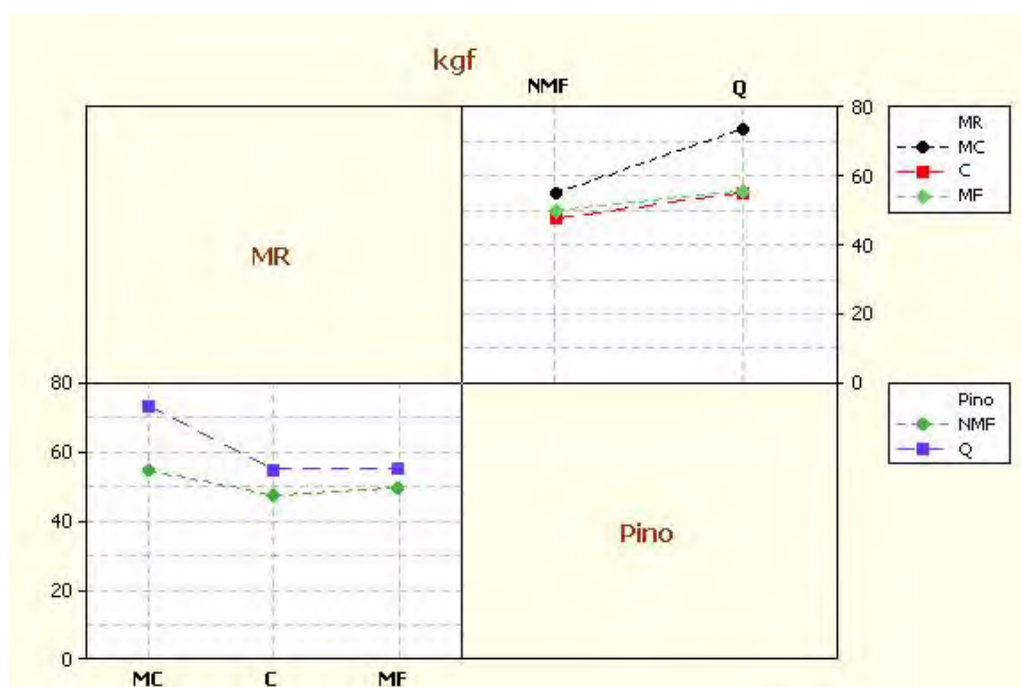


Figura 23. Gráfico de médias para o efeito interação.

Quanto aos efeitos principais (retentor intra-radicular e material restaurador) ambos são estatisticamente significantes.

Quanto ao retentor intra-radicular, a condição sob NMF (50,63±9,22kgf) é menos resistente que a condição sob pino de fibra de Quartzo (61,31±13,37kgf).

Quanto ao efeito material restaurador, verifica-se, mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), que a condição metalocerâmica (MC) (64,12±13,69kgf) difere estatisticamente das demais coroas metal free (MF) (52,59±9,88kgf) e cerômero (C) (51,20±10,08kgf) que, entre si, não diferem estatisticamente (Tabela 3).

Tabela 3. Formação de grupos homogêneos (conjuntos de mesmo desempenho) quanto a valores (kgf) médios de compressão de corpos de prova, de acordo com o Tipo de Material Restaurador, após a aplicação do Teste de Comparação Múltipla de Tukey (5%)

MR	média(DP)	Grupos homogêneos*
Metalocerâmica	64,12 ±13,69	A
Metal Free	52,59±9,88	B
Cerômero	51,20±10,08	B

*médias seguidas de letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa

Quando se comparam os seis valores médios das condições experimentais, mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), pode-se verificar que as condições de maior resistência à compressão foram obtidas para o pino de fibra de quartzo associado a coroa restaurada com metalo-cerâmica. (Tabela 4)

Tabela 4. Formação de grupos de mesmo desempenho, após o teste de Tukey (5%) para as seis condições experimentais.

Pino	MR	média (kgf)	Grupos Homogêneos*
Q	MC	73,496	A
Q	MF	55,474	B
Q	C	54,966	B
NMF	MC	54,744	B
NMF	MF	49,714	B
NMF	C	47,438	B

*valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente.

Tabela 5. Média (\pm desvio padrão) dos dados de resistência à fratura obtida nos teste de compressão sob duas condições de Pino em três diferentes materiais restauradores

Pinos	MR			
	MC	C	MF	linha(m \pm dp)
NMF	54,74 \pm 7,76	47,44 \pm 10,39	49,71 \pm 8,66	50,63 \pm 9,22
Q	73,50 \pm 11,83	54,97 \pm 8,67	55,47 \pm 10,62	61,31 \pm 13,37
coluna (m \pm dp)	64,12 \pm 13,69	51,20 \pm 10,08	52,59 \pm 9,88	

*n = 10

Tabela 6. Classificação e padrão de fratura para todos os grupos analisados

	Grupo 1 NMF+C	Grupo 2 NMF+MC	Grupo 3 NMF+MF	Grupo 4 Q+C	Grupo 5 Q+MC	Grupo 6 Q+MF
Fraturas não catastróficas	6	3	2	9	8	8
Fraturas catastróficas	4	7	8	1	2	2

Nos grupos restaurados com núcleo metálico fundido, houve uma predominância de fraturas não favoráveis quando comparados ao grupo restaurado com fibra de quartzo.

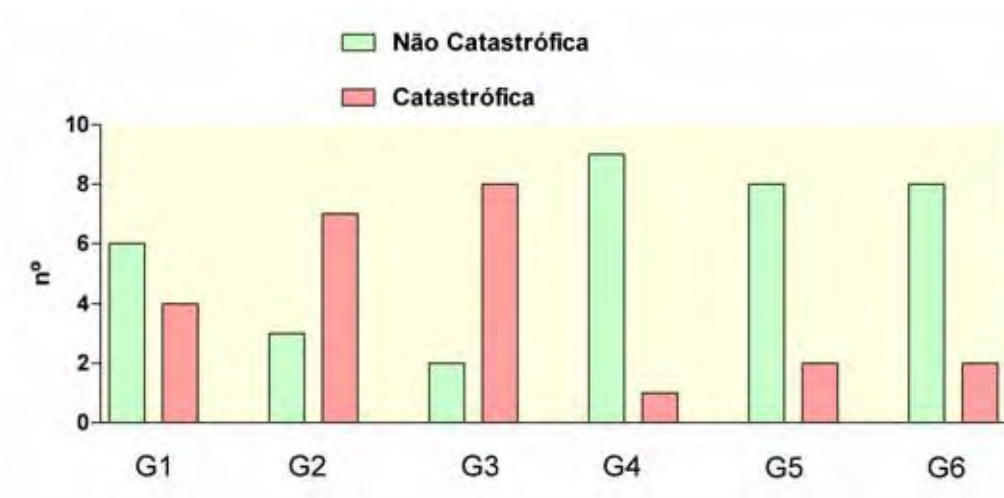


Figura 24. Gráfico de classificação das fraturas

6 DISCUSSÃO

Para evitar interferências nos resultados dos testes de ciclagem e resistência à fratura, todas as raízes foram padronizadas. As raízes foram preparadas e estandardizadas em relação ao tamanho e distância mesio-distal e vestibulo lingual (Moosavi et al., 2008). Na tentativa de se obter resultados mais próximos da realidade clínica, foi realizada neste estudo a simulação da resiliência do ligamento periodontal com uma camada fina de poliéter, a qual foi aplicada entre a raiz e o bloco de resina acrílica (Newman et al., 2003). Também foi realizada fragilização das raízes cujo objetivo visou simular determinadas situações clínicas como presença de cáries extensas, pinos pré-existentes, intervenção endodôntica precoce, as quais resultam em canais bastante amplos e paredes finas.

Os dentes tratados endodonticamente necessitam de alguns cuidados devido à ocorrência proporcional de maiores fracassos biomecânicos que em dentes vitais, podendo muitas vezes levar à fratura radicular (Fernandes et al., 2003; Zogheib et al., 2008). A literatura tem mostrado freqüentemente a sua maior fragilidade (Guzy; Nicholls, 1979; Wu et al., 2007) atribuída às alterações fisiológicas do tecido dentinário, diminuição de sua elasticidade e, principalmente, perda de estrutura dentária por cárie e fratura, além dos procedimentos de instrumentação do canal radicular e restauradores, levando à uma redução da capacidade destes dentes suportarem as cargas intra-orais (Bateman et al., 2003; Gonçalves et al., 2006; Johnson et al., 2000; Lui, 1994). Nesse sentido, vários estudos têm sido propostos na busca por procedimentos que reforcem a estrutura dental remanescente prevenindo a ocorrência de fratura (Newman, 2003).

Canais severamente debilitados em dentes anteriores são resultados de cáries recorrentes que se estendem à dentina radicular ao redor de pinos pré-existentes ou pela necrose pulpar antes da completa formação radicular em um paciente jovem (Tait et al., 2005). Quando se comparam as propriedades mecânicas dos dentes tratados endodonticamente em relação aos dentes vitais, é possível observar alterações provenientes deste tratamento (Fusayama; Maeda, 1969; Lewinstein; Grajower, 1981; Huang et al., 1992; Sedgley; Messer, 1992). Porém tem-se demonstrado não se haver diferenças entre os dentes polpados e despolpados quanto à dureza Knoop (Fusayama; Maeda, 1969), dureza Vicker's (Lewinstein; Grajower, 1981; Sedgley; Messer, 1992), resistência à compressão, à tração (Huang, et al., 1992; Sedgley; Messer, 1992), ao impacto (Huang, et al., 1992), resistência à fratura (Sedgley; Messer, 1992), bem como na malha colagenosa que compõe a parte orgânica da dentina (Rivera; Yamauchi, 1981). A principal diferença entre estes se dá pela perda de estrutura dentinária relacionada ao tratamento endodôntico.

Outras condições menos comuns incluem anomalias de desenvolvimento como fusão e geminação, reabsorção interna e danos iatrogênicos resultando também em um canal radicular amplo. Nestes casos, os métodos tradicionais de restauração usando retentores intraradiculares são freqüentemente insatisfatórios ou até mesmo inviáveis (Tait et al., 2005). Portanto, é válida a avaliação experimental dos materiais restauradores e dispositivos intra-radiculares disponíveis para se tentar restaurar essas raízes, ou seja, a recomposição biomecânica interna de uma estrutura comprometida, tornando-a capaz de suportar e reter um pino, bem como uma restauração a fim de prolongar a sua função (Lui, 1994).

Os elementos dentais que apresentam extensa destruição da porção coronária e, conseqüentemente, necessidade de tratamento endodôntico, na maioria das vezes necessitam de algum tipo de retenção

intra-radicular para que possa reter uma restauração protética. Essa retenção pode ser realizada por meio da confecção de núcleos metálicos fundidos, da cimentação de pinos pré-fabricados ou preenchimento do canal radicular com materiais adesivos associados aos núcleos de preenchimento. (Ferrari et al., 2000b; Iglesia-Puig; Arellano-Cabornero, 2004).

Retentores intra-radulares são geralmente indicados para restabelecer dentes tratados endodonticamente quando seu tecido coronário remanescente for incapaz de prover apoio e retenção adequados para a restauração (Fernandes et al., 2003; Kimmel, 2000).

De acordo com a literatura, o uso de retentores intra-radulares metálicos associados a um material restaurador em um dente tratado endodonticamente, não melhora significativamente sua resistência à fratura (Johnson et al., 2000). Pelo contrário, Kimmel em 2000, relata que o uso de núcleo metálico fundido torna os dentes mais susceptíveis à fratura devido ao seu alto módulo de elasticidade.

Durante muitos anos, os núcleos metálicos fundidos foram considerados o tratamento de escolha para a restauração de dentes tratados endodonticamente (Gonçalves et al., 2006; Kimmel, 2000), acreditando-se que tal retentor promoveria reforço e, conseqüentemente, tornaria o dente e a restauração mais resistentes, diminuindo o risco de fratura radicular. Segundo Kahn et al., (1996), Lau (1976) e Oliveira (2002), tais pinos são adaptados à anatomia interna da raiz, com conformação cônica (Lui, 1994), o que acaba induzindo uma concentração interna de estresse e, devido ao efeito cunha, podem resultar em fratura radicular (Kimmel, 2000). Devido aos núcleos metálicos fundidos agirem como cunha, precipitando a fratura destas raízes fragilizadas e os pinos pré-fabricados se adaptarem imprecisamente aos condutos alargados, ficando envolvidos por quantidades excessivas de cimento. Torna-se de extrema importância a obtenção de um sistema de retentores intra-radulares com propriedades

físico-mecânicas adequadas, preferencialmente similares às da estrutura dentária perdida que atue como dentina artificial de modo a reforçar raízes estruturalmente enfraquecidas.

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

Associado as dificuldades de adaptação e módulo de elasticidade encontrada nos retentores intra-radulares encontrados no mercado ainda existe a dificuldade da técnica adesiva em canais radulares que é comprometida pela dificuldade de controle da umidade, da espessa camada de *smear layer*, da acessibilidade durante a manipulação dos materiais, da dificuldade de fotopolimerizar o sistema adesivo e demais materiais envolvidos que dependam da luz e, por fim,

do fator de configuração cavitária altamente desfavorável (Pirani et al., 2005; Tay et al., 2005).

Este estudo avaliou a Influência de diferentes tipos de retentores intra-radulares e do tipo de coroa total na resistência e modo de fratura de raízes de incisivos superiores aplicando a carga diretamente sobre as raízes estudadas. Esta metodologia foi empregada com o objetivo de reproduzir uma situação clínica extrema que possibilitasse a análise da força de resistência dos pinos isoladamente. Para tal, a ponteira da máquina universal de ensaio foi posicionada a 45° em relação ao corpo-de-prova, para simular as forças mastigatórias oblíquas comumente incidentes na região anterior. Os resultados menos favoráveis de resistência à fratura foram observados com o uso de núcleo metálico fundido (NMF) em canais radulares debilitados (grupo 1 – NMF+C/47.44kgf, grupo 2 – NMF+MC/54.74 e grupo 3 – NMF+MF/49.71), que apresentaram resistência à fratura inferior e estatisticamente significativa quando comparado aos grupos restaurados com pino de fibra de quartzo. De acordo com Lui (1992), Kimmel (2000) e Tait et al., (2005) o uso desses retentores em canais altamente alargados esta contra indicado devido a induzirem um efeito cunha podendo resultar em fratura radicular de uma raiz já debilitada.

Dois dos principais pré-requisitos clínicos dos pinos intra-radulares são: uma alta resistência flexural e módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina (Galhano et al., 2005). Por estas razões, foram desenvolvidos pinos de fibra que apresentam um módulo de elasticidade (E) mais próximo ao da dentina (E pino 20 GPa; E dentina 18 GPa) quando comparados aos pinos fundidos e metálicos pré-fabricados (E 200 GPa) e pinos cerâmicos (E 150 GPa), permitindo absorção e distribuição uniforme das tensões pela estrutura radicular remanescente, ao invés de concentrá-las (Galhano et al., 2005).

Em 1996, Saupe e colaboradores demonstraram, que pinos de diâmetros maiores (1.8 mm) mostraram menor resistência à fratura

radicular que diâmetros menores (1.3 mm). Além disso, os NMF são materiais rígidos, que apresentam um módulo de elasticidade maior que o da dentina, tendo potencial para transferir e concentrar tensões aplicadas ao redor da estrutura radicular comprometida, principalmente próximo à parte cervical das superfícies radiculares, conduzindo a um maior risco de fratura (Hunter et al., 1989; Yoldas et al., 2005). A concentração de tensões tem sido relacionada com os dispositivos intra-radulares rígidos (metálicos ou cerâmicos), pelo fato de apresentarem (E) consideravelmente maiores que o da dentina (Albuquerque et al., 2003; Asmussen et al., 1999; Lanza et al., 2005; Pierrisnard et al., 2002). Com base nestes estudos de distribuição de tensões, parece ser evidente o efeito de concentração de tensões nas paredes radiculares com pinos de alto módulo de elasticidade (efeito cunha), fato que aumenta o risco de fratura e facilita a degradação da adesão, uma vez que uma menor área da estrutura suporta maior tensão, ao passo que pinos com (E) similar ao da dentina permitem que as tensões sejam distribuídas mais uniformemente na raiz, aumentando a resistência à fratura do remanescente dental (Akkayan; Gulmez, 2002; Martinez-Issua et al., 1998; Newman et al., 2003).

Porém, outros autores concluíram que a resistência à fratura de raízes restauradas com pino de fibra de quartzo é igual ou maior que em dentes restaurados com pinos metálicos fundidos (Mitsui et al., 2004; Saupe et al., 1996). Corroborando com os dados encontrados no nosso estudo, quando comparados a resistência à fratura do uso do pino de fibra de quartzo associado a pinos acessórios (Q) apresentou resultado estatisticamente superiores quando comparado aos núcleos metálicos fundidos (Q+C/54.97, Q+MC/73.50 e Q+MF/55.47). Segundo Newman et al., 2003, uma possível explicação na diferença de resistência à fratura radicular é, em parte, devido à composição desses pinos. As porcentagens de fibra, carga e resina são variáveis de fabricante para fabricante e, quanto maior o conteúdo de fibras, maior a resistência

exibida por estas estruturas. Diversos autores sugeriram que a utilização de pinos com propriedades mecânicas semelhantes às da dentina e que fossem capazes de aderir ao remanescente dentário, agente cimentante e material de preenchimento coronário, poderia proporcionar um reforço real da estrutura dentária remanescente (Duret et al., 1990; Kimmel, 2000). Materiais com essas características seriam especialmente recomendados quando não existisse nenhum remanescente coronário, de forma a permitir obtenção de uma férula extraordinária convencional. Teoricamente, esses materiais adesivos permitiriam a obtenção de um abraçamento ou amarramento interno da dentina radicular (Stewardson, 2001). Segundo Stewardson, em 2001, a utilização de pinos com materiais menos rígidos que a dentina gera menor transferência de tensão para as estruturas radiculares e, se o material dos pinos é levemente menos resistente que a dentina, é provável que o pino frature antes que a raiz.

Goracci e colaboradores em 2005 demonstraram que a retenção do pino de fibra é derivada mais da fricção mecânica que da verdadeira adesão à dentina intra-radicular; que os sistemas adesivos não foram capazes de penetrar completamente a camada de *smear layer*, e que devido à capacidade tampão desta *smear layer*, o condicionamento com ácido fosfórico não criou uma camada híbrida uniforme. Assim, as diferenças nas propriedades mecânicas de cimentos resinosos e demais materiais utilizados no conduto radicular podem resultar em um aumento no coeficiente de fricção (Cury et al., 2006) e influenciar diretamente no comportamento biomecânico das restaurações dos dentes tratados endodonticamente, principalmente das que apresentam raízes debilitadas.

Assim, considerando os resultados do presente trabalho, em situações clínicas nas quais as raízes têm dano extenso com canal radicular largo ou com um desenvolvimento imaturo da raiz, o uso de um pino metálico fundido convencional estaria contra indicado, pois

aumentaria o risco de fratura radicular (Kimmel, 2000; Lui, 1992; Lui, 1994).

Uma vantagem dos pinos de fibra de vidro cimentados adesivamente é que possuem uma capacidade de absorção e redistribuição mais homogênea de tensões ao remanescente dental, por apresentarem um módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina (Martinez-Issua et al., 1998; Newman et al., 2003). Outro fator de grande importância para o sucesso do tratamento restaurador é o material utilizado para a confecção do núcleo de preenchimento. Dentre os mais utilizados estão o amálgama, resina composta e o ionômero de vidro (Reagan et al., 1999; Cohen et al., 2000). No presente estudo o material utilizado foi a resina composta visto que, dentre os materiais estéticos disponíveis, este tem-se apresentado como o de melhores propriedades mecânicas (Burke et al., 2000; Cohen et al., 2000). As resinas compostas apresentam vantagens como boas propriedades mecânicas, facilidade de manipulação, controle do tempo de trabalho, estética e união a estrutura dental por meio do sistema adesivo (Cordeiro, 2003).

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

Para não introduzirmos mais uma variável ao nosso estudo, utilizamos um cimento resinoso de cura química o que nos possibilitou a

utilização em todos os grupos. Além disso, a cimentação resinosa melhora o comportamento mecânico dos retentores em relação à cimentação convencional quando submetidos à ciclagem mecânica (Moosavi et al., 2008; Naumann et al., 2008) além de nos proporcionar uma condição mais favorável para o alívio destas tensões ao longo da interface de união devido a sua característica de ser um cimento de lenta polimerização e autopolimerizável (Bouillaguet et al., 2003).

A adaptação do retentor às paredes do conduto é essencial para uma adequada retenção ou resistência a tração (Genovese et al., 2005). Desta forma, a diminuição da espessura de cimento resinoso pode reduzir a contração volumétrica e alteração deste material (Alster et al., 1997), e, conseqüentemente melhorar a adaptação do retentor (D’Arcangelo et al., 2007). A personalização dos retentores ou utilização de pinos acessórios associados a pinos pré-fabricados principais promove a diminuição da linha de cimentação (D’Arcangelo et al., 2007), melhorando assim o comportamento mecânico do sistema de retenção intra-radicular, uma vez que aumenta a quantidade de fibras (Asmussen et al., 2005).

Esse cimento pode ter tido sua polimerização ocorrida de forma uniforme independente da profundidade do canal radicular e do volume do material inserido devido a sua cura química (Jardim, 2004). Além disso, Sadek et al., 2006, avaliando a resistência adesiva de pinos de fibra de vidro através da técnica do cisalhamento por extrusão, mostraram que o cimento resinoso autopolimerizável Multilink alcançou maiores valores de resistência de união, mas estatisticamente semelhantes aos grupos de pinos que foram cimentados com RelyX Unicem. Isso pode ser atribuído ao estresse da contração de polimerização que é gerado por causa do fator de configuração cavitária altamente desfavorável dentro do espaço do conduto radicular, que podem também afetar a resistência interfacial de materiais resinosos (Bouillaguet et al., 2003; Tay et al., 2005).

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

Para os tipos de coroas utilizadas verificamos a superioridade dos valores para os grupos restaurados com material misto (metalo-cerâmica) em comparação aos grupos restaurados com coroas em cerômero e coroas livres de metal. Buscamos na literatura valores de referência mínima de resistência à fratura que uma coroa artificial poderia apresentar, Rammelsberg em 2000, cita estudos que relataram cargas oclusais de 263 N durante a mastigação, cargas superiores a 300 N em pacientes com bruxismo e cargas entre 400 e 2400 N para pré-molares hígidos. Burke e Watts (1998) encontraram resultados semelhantes de resistência mecânica para dentes sadios e dentes restaurados com coroas totais de cerâmica convencional. Burke (1999) avaliou a

resistência à compressão e não encontrou diferença significativa entre dentes restaurados com coroas puras de porcelana e dentes sadios. Outros pesquisadores relataram forças máximas de 200 a 263 N nos quadrantes anteriores e 400 N nos posteriores (Waltimo; Kononen, 1993). Para efeito de comparação, os valores médios de resistência obtidos em Kgf (vide quadro 3), foram transformados em Newtons (Tabela7).

Tabela 7. Valores em kilograma-força (kgf) e seus correspondentes em Newton (N).

média (kgf)	Valores em Newton (N)
73,496	725.14
55,474	547.29
54,966	542.32
54,744	542.32
49,714	490.50
47,438	468.04

Os valores encontrados em nosso estudo, demonstram que todas as coroas avaliadas podem ser utilizadas na região anterior. Desta forma, todos os materiais avaliados estariam indicados sem restrições no que diz respeito a resistência à fratura.

Para efeito de análise de dados, utilizamos o primeiro valor em kgf apresentado pela máquina de ensaio universal, pois consideramos desta forma a falha na restauração. Diversos estudos clínicos (Bello; Jarvis, 1997; Rammelsberg, 2000) atestam a grande longevidade que as coroas com reforço metálico têm apresentado ao longo dos anos.

Para as coroas metal free a técnica de cimentação adesiva cria uma íntima interação entre dente e restauração. Uma vez iniciada uma trinca ela tenderia a se propagar frente às cargas oclusais. A forte união adesiva não permitiria sua interrupção ao nível da interface dente/restauração e possibilitaria sua continuidade para o remanescente dental. Apesar dos resultados terem mostrado alto índice de fratura da

coroa, estudos seriam necessários para confirmar se esse tipo de envolvimento acontece em condições clínicas. No trabalho de Grey et al. (1993) o modo de fratura das coroas mostrou que na porcelana aluminizada a propagação de trincas se deu ao longo da estrutura do coping e do corpo cerâmico. Nas coroas de In Ceram metade falhou igual à porcelana aluminizada e a outra parte manteve o coping intacto. Em nosso estudo, houve a maioria das falhas acontecerem na região de coroa e em alguns casos elas se propagaram através da raiz, e isso aconteceu na maioria dos casos nos dentes restaurados com materiais que apresentaram maior módulo de elasticidade uma vez que nossas raízes foram fragilizadas e apresentaram grande destruição. Para Castellani et al. (1994) a hipótese de maior propagação de trincas das coroas cerâmicas segue uma via diferente das metalo-cerâmicas. Nas coroas cerâmicas as trincas começam na camada mais porosa, se estendendo por toda a espessura devido à fragilidade intrínseca da cerâmica. A cerâmica das coroas mistas tende a se manter aderida ao metal mesmo quando completamente fraturada.

Ku et al., em 2002, em um trabalho comparando a resistência à fratura de coroas totais em cerômero e metalo-cerâmicas, afirma que a literatura é escassa no relato de comparações de materiais para coroas totais na região anterior. Existe vasta documentação para dentes posteriores, e os trabalhos mostram melhor padrão de fratura para dentes restaurados com porcelana pura em relação aos cerômeros. Os cerômeros apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes à estrutura dental, sendo caracterizados como materiais que conseguem distribuir de forma satisfatória os carregamentos oclusais em dentes posteriores (Touati; Aidan, 1997). Brunton et al. 1999, relataram que as restaurações de resinas compostas indiretas apresentaram maior flexibilidade e menor rigidez, conferindo ao dente uma inerente habilidade de flexão quando sob ação das forças oclusais em relação às restaurações indiretas de cerâmica. Oliveira comparou através de uma

máquina de ensaio universal, dentes com restaurações classe II MOD de resina composta indireta, restaurados com polímeros de vidro e restaurações de cerâmica, obtendo resultados bastante semelhantes entre os grupos. Campos em 2005, comparou adaptação marginal e resistência à fratura de coroas totais executadas em diferentes sistemas (metalo-cerâmica, metalo-cerâmica modificada, cerâmica pura e cerômero) em pré-molares. Encontrou maiores valores de resistência à fratura para as metalo-cerâmicas convencionais e com ombro cerâmico, e não encontrou valores com diferença estatisticamente significativa entre os grupos restaurados com cerâmica pura e cerômero. Os sistemas cerâmicos são diretamente influenciados pela composição química e propriedades físicas dos materiais (Rammeslberg et al., 2000). Em nosso estudo, mesmo sendo o grupo de menor resistência à fratura, o grupo que apresentou o melhor padrão de fratura radicular foi o grupo restaurado com pino de fibra restaurado com coroa em cerômero. Uma possível explicação para esses resultados seria a maior estabilidade do conjunto restaurado com cerômeros pela maior similaridade de propriedades mecânicas entre os pinos, resina composta e cimento resinoso em relação à cerâmica, que apresenta maior friabilidade. Porém, mesmo menores, os valores de resistência à fratura para a cerâmica pura, em relação às metalocerâmicas, eles excedem as forças normais de oclusão reportadas em diversos estudos que seria em torno de 263 N para homens e 243 N para mulheres em oclusão normal e 297 N durante a deglutição (Waltimo; Kononen, 1993). Apesar dos resultados apontados pelo presente trabalho, há dificuldades de reportá-los para a clínica diária. A utilização de carregamento estático, bem como a aplicação de forças muitas vezes fora do limite fisiológico durante a realização dos testes laboratoriais (Secco et al., 1997), ainda não possibilitaram a reprodução da complexidade das condições de fadiga a que se expõem as restaurações no interior da cavidade bucal, dificultando dessa maneira, a transferência exata dos resultados obtidos para a situação clínica

(Stampalia et al., 1986; Eakle et al., 1992); entretanto, com a padronização das amostras, preparos e técnica restauradora, da simulação do ligamento periodontal (Carlini, 2001; Koutayas et al., 2000) e da confecção de coroas totais, pôde-se minimizar, em parte, essa limitação, possibilitando, de certa forma, prever-se o comportamento das restaurações na cavidade bucal.

Quanto ao padrão de fratura podemos observar nesse estudo que os pinos de fibra pré fabricado apresentaram padrão de fratura mais favorável quando comparado aos núcleos metálicos fundidos, isso pode ser explicado levando-se em conta a flexibilidade (módulo de elasticidade) do pino de fibra (Newman et al., 2003). Considerando-se a localização exata das fraturas houve maior ocorrência de fraturas mais profundas com pior prognóstico restaurador, para os grupos restaurados com núcleo metálico fundido uma vez que se trata de raízes fragilizadas.

7- CONCLUSÕES

- a) Os grupos restaurados com pinos de fibra pré-fabricados apresentaram os maiores valores de resistência à fratura quando comparados ao núcleos metálicos fundidos;
- b) Após ciclagem mecânica, os grupos restaurados com coroas totais metalo-cerâmica apresentaram valores de resistência à fratura superiores quando comparados aos restaurados com cerômero e metal free, para ambos os sistemas intraradiculares;
- c) Avaliados por meio de microscopia óptica, o grupo restaurado com pinos de fibra de quartzo e coroa metalo-cerâmica apresentou padrão de fratura mais favorável que os demais. Os grupos restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentaram os padrões de fraturas mais desfavoráveis que os restaurados com grupos de fibra de quartzo.

8 REFERÊNCIASⁱ

Akkayan B; Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post system. J Prosthet Dent. 2002;87(4):431-7.

Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. Dent Mater. 1997;13(3):146-150.

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

Anusavice KJ. Philips' science of dental materials. 11th ed. St.Louis:Elsevier. 2003:93-4,598-603.

Albuquerque RC, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003; 30(9):936-43.

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

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent. 2005;94(4):321-329.

ⁱ Baseado em:

Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na Internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em: <http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniformrequirements.html>

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(6):565-7.

Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanches-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and tensões distribution. *Oper Dent.* 2006;31:47-54.

Bateman, G.; Ricketts, D.N.; Saunders, W.P. Fibre based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003;195(1): 43-8.

Bello A.; Jarvis RH. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *J. Prosthet. Dent., St. Louis.*1997;78(5):437-440

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

Bottino MA et al. Materiais poliméricos. Estética em reabilitação oral metal free. São Paulo, Artes Médicas, 2001. Cap.6,p.348-379.

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19:199-205

Brandal JL, Nicholls JI, Harrington GW. A Comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.* 1987;8:161-65.

Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson, NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):167-71.

Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression and torsional force provided by four post systems. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):899-903.

Burke FJT. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.*, Berlim,1996;27(2):115-121.

Burke FJT; Watts DC. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.*, Berlim,1998;29(1):21-27.

Burke FJ. Maximizing the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J Dent Bristol*. 1999;27(3):169-173.

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

Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):58-64.

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

Caputo AA, Standlee JP. Pins and Posts – Why, When and How. *Dent Clin N Am* 1976;20(2):299-311.

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

Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol*. 2005;21:155-159.

Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, 1994;7(2):149-154.

Cohen BL, Pagnillo M, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post system. *J Oral Rehabil.* 1999;26(6):448-94.

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

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

Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32:537-40.

D’Arcangelo C, Cinelli M, de Angelis F, D’Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007;(3):193-198.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire: lecomposipost. *Chir Dent France* 1988;1:131-41.

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

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

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

Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):15B-18B.

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

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 2002;15(4):227-31.

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

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

Freedman G. The carbon fiberpost: metal-free, post endodontic rehabilitation. *Oral Health.* 1996;86(2):23-6,29-30.

Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin of North Am,* 2001;45(1):103-6

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

Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber, quartz fiber, and glass fiber based post. *J Endod.* 2005;31(3):209-11.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech.* 2005;38(12):2375-2389

Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal post with different lengths. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):183-8.

Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts – a prospective study. *J Canad dent* 2000;66(11):613-8.

Gonçalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2006;96:339-44.

Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The Adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater*. 2005;21(5):437-44.

Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod*. 2005;31:608-12.

Greenfeld RS, Marshall FJ. Factors affecting dowel (post) selection and use in endodontically treated teeth. *J Canad Dent Ass*. 1983;49(11):777-83.

Grey NJA, Piddock V, Wilson A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J. Dent., Bristol*, 1993;21(1):47-51.

Gu XH, Huang JP, Wang XX. An experimental study on fracture resistance of metal-ceramic crowned incisors with different post-core systems. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2007;42(3):169-72.

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

Hayachi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater*. 2006;22(5):477-85.

Heydecke G.; Butz, F.; Strub, J.R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J.Dent.* 2001;29:427-433.

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

Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62:166-72.

Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber- reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(2):1191-4.

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

Jardim PS. Avaliação da dureza superficial de cimentos resinosos após cimentação de pinos de fibra de vidro. Efeito de profundidade de polimerização e sistemas adesivos [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.

Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90:360-4.

Kahn FH, Rosenberg PA, Schulman A, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent.* 1996;75:148-53.

Kimmel SS. Restoration and reinforcement of endodontically treated teeth with a polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. *Gen Dent.* 2000;48:700-6.

King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil.* 1990;17(6):599-609.

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

Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent., St.Louis*,2002;88(2):170-175.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005;21:709-15.

Lau VM. The reinforcement of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 1976;20:313-28.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29(8):523-8.

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

Lui JL. A technique to reinforcement weakened roots with post canals. *Endod Dent Traumatol.* 1987;3:310-4.

Lui JL. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report. *Quintessence Int.*1992;23:533-8.

Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int.* 1994;25:313-9.

Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1):39-44.

Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF. Microtensile bond strength And confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent.* 2001;14(4):2004.

Marchi GM, Paullilo LA, Pimenta LA, De lima FA. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil.* 2003;30(6):623-9.

Martelli H Jr, Pellizzer EP, Rosa BT, Lopes MB, Gonini A Jr. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fiber posts, *Int Endod J.* 2008;41(8):685-692.

Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and cores or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5):527-32.

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

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

Mollersten L, Lockowandt P, Lindén LA. A comparison of strengths of five core and post-and-core system. *Quintessence Int.* 2002;33(2):140-9.

Moosavi H, Maleknejad F, Kimyai S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. *J Comtemp Dent Pract.* 2008;9(1):30-37.

Morfis AS. Vertical roots fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;69(5):631-5.

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

Nam SH, Chang HS, Min KS, Lee Y, Cho HW, Bae JM. Effect of the number of residual walls on fracture resistances, failure patterns, and photoelasticity of simulated premolars restored with or without fiber-reinforced composite post. *J Endod.* 2010 Feb;36(2):297-301.

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

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

Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic post necessary? *J Endod.* 2008;34(8):1006-1010.

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89:360-7.

Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2002.

Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23(13):2667-82.

Perdigão J, Swift-Jr EJ, Denehy GE; Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. J Dent Res. 1994;73(1):44-55.

Pick B, Simas FD, Kalabaide Vaz MA, Carrilho E. Polímeros otimizados por cerâmicas – Uma nova geração de materiais. Rev Bras Protese Cin Lab 2002;4(18):151-158.

Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent. 2002;88:442-8.

Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? J Endod. 2005;31:891-4.

Pitel ML, Hicks LN. Evolving technology in endodontic post. Compendium. 2003;24(1):13-28.

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

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. J. Prosthet. Dent., St. Louis,2000;84(3):303-308.

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

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

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

Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):595-601.

Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod.* 2008;34(7):842-6.

Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F et al. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32:1174-7.

Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996;27(7):483-91.

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

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18:332-335.

Shinkkai RSA, Zavanaelli RA, Silva FA, Henriques GEP. Materiais dentários utilizados em prótese: pesquisa entre protesistas brasileiros. *Rev Gaucha Odontol.* 2000;48(2):77-81.

Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element Analysis. *Indian J Dent Res.* 2009 Apr-Jun;20(2):153-8.

Smith CT, Schuman N. Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contn Educ Dent., Newton,* 1998;19(10):1013-1020.

Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin bonded restorations. *J Prosthet Dent*. 1986;55:694-98.

Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*. 1999;25(1):6-8.

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

Stricker EJ, Gohring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent*, 2006;34(5):326-335.

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

Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*. 2005;198:609-17.

Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005;31:584-9.

Terry DA. Restoring the intraradicular space with direct composite resins: fiber-reinforced post-and-core system. *Pract Proced Aesthet Den*. 2004;16(6):445-47.

Torbjoner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):369-376.

Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent* 1997;9(3):108-18.

Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol*. 1986;2(1):35-8.

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

Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):105-16.

Wiskott HW, Meyer M, Perriard J, Scherrer SS. Rotational fatigue-resistance of seven post types anchored on natural teeth. *Dent mater* 2007; 23(11):1412-9.

Wu X, Chan AT, Chen YM, Yip KH, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater*. 2007;23:479-85.

Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod*. 1998;24(2):107-11.

Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil*. 2005;32:427-32.

Zamboni SC, Baldissara P, Pelogia F, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Fatigue resistance of bovine teeth restored with resin-bonded fiber posts: Effect of post surface conditioning. *Gen Dent*. 2008;56(1):56-9.

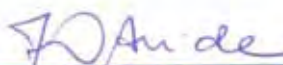
Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisivos restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*. 2006;22:1035-44.

Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J*. 2008;19(4):329-333.

**CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **092/2009-PH/CEP**, sobre **“Resistência à fadiga de diferentes retentores intra-radiculares com diferentes tipos de materiais restauradores”**, sob a responsabilidade de **SANDRA REGINA OLIVEIRA COSTA ZAMBONI**, tendo como orientador o Prof.Assist.Dr. **LAFAYETTE NOGUEIRA JUNIOR**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 08 de dezembro de 2009



Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

Zamboni SC. Influence of two types posts and full-coverage crown systems on fracture resistance and failure of maxillary incisors restored with metal and fiber posts. [thesis]. São Jose dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the fracture resistance and failure of maxillary incisors restored using fiber post and metallic post under different types of full-coverage crowns. The null hypothesis tested was that fracture resistance and the failure pattern of these teeth were not affected by the use of fiber post, metallic post and type of full coverage crown. Sixty maxillary incisors were divided into 6 groups of 10 each. G1- metallic post + metallic ceramic crowns, G2- metallic post + e-max system, G3- metallic post + cerômeros, G4- Fiber post and accessories post + metallic ceramic crowns, G5- Fiber post and accessories post + e-max system and G6- Fiber post and accessories post + cerômeros. The specimens were submitted a mechanical loading at a frequency of 2 Hz for a total of 500.000 cycles. After were taken to the Universal Test Machine for the fracture resistance at 1,0 mm/min speed. The fracture resistance values were G1- 47.44 ± 10.39 , G2- 54.74 ± 7.76 , G3- 49.71 ± 8.66 , G4- 54.97 ± 8.67 , G5- 73.50 ± 11.83 e G6- 55.47 ± 10.62 . Results show statistically significant differences in relation to the type of the posts (ANOVA) ($p < 0,05$). Fracture analyses about metallic post showed the most unfavorable fracture and fiber post restored with metallic crown showed statistically significant difference in relation to the others groups. Tukey test (5%) showed Metallic-crown - $64,12 \pm 13,69$ kgf, is statistically difference than the other crowns metal free - $52,59 \pm 9,88$ kgf and Sinfony crowns - $51,20 \pm 10,08$ kgf that was not different between itself. The result of this study indicate that the use of fiber posts increase their resistance to fracture and improve the prognosis in case of fracture.

KEY WORDS: Fracture resistance. Fiber posts. Dental materials.