



ÉRIKA MANUELA ASTERIA CLAVIJO

“Avaliação *in vitro* da resistência à fratura de raízes dentais fragilizadas reabilitadas com núcleos de preenchimento associados a pinos de fibra de vidro.”

PIRACICABA

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA

ÉRIKA MANUELA ASTERIA CLAVIJO

“Avaliação *in vitro* da resistência à fratura de raízes dentais fragilizadas reabilitadas com núcleos de preenchimento associados a pinos de fibra de vidro.”

Orientador: Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica, com área de concentração em Endodontia.

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pela aluna e orientada pelo Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz.

PIRACICABA

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

C578a Clavijo, Érika Manuela Asteria, 1986-
Avaliação in vitro da resistência à fratura de raízes dentais
fragilizadas reabilitadas núcleos de preenchimento associados a
pinos de fibra de vidro / Erika Manuela Asteria Clavijo. --
Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Caio Cezar Randi Ferraz.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Pinos dentários. 2. Canal radicular. I. Ferraz, Caio Cezar
Randi, 1973- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade
de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: In vitro evaluation of fracture strength of dental weakened roots rehabilitated with cores associated with fiberglass posts

Palavras-chave em Inglês:

Dental pins

Root canal

Área de concentração: Endodontia

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Caio Cezar Randi Ferraz [Orientador]

José Flávio Affonso de Almeida

José Maurício dos Santos Nunes Reis

Data da defesa: 28-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2013, considerou a candidata ÉRIKA MANUELA ASTÉRIA CLAVIJO aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Gaio Ferraz".

Prof. Dr. GAIO CEZAR RANDI FERRAZ

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "José Maurício dos Santos Nunes Reis".

Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "José Elvino Affonso de Almeida".

Prof. Dr. JOSÉ ELVINO AFFONSO DE ALMEIDA

Dedicatória

*Dedico este trabalho
ao meu irmão Victor Clavijo.*

*Pelo exemplo de coragem, simplicidade, humildade e persistência em seus
objetivos.*

*Pela sua insistência para que eu esteja sempre buscando o melhor, ser uma
pessoa melhor, uma profissional mais qualificada, uma irmã melhor, uma
filha mais dedicada.*

*Pela amizade, confiança, apoio, incentivo e colaboração constante no meu
desenvolvimento pessoal e profissional.*

Por me mostrar o amor e dedicação incondicional a nossa profissão.

Agradecimentos Especiais

À **Deus**. Agradeço todas as minhas conquistas. Obrigada pela minha família, sem ela eu não estaria aqui.

À **Eliana Maria Nunes de Oliveira** (mãe), **Willy Grover Clavijo Camacho** (pai), **Gabriela Vieira** (vó), **José Oliveira** (vô), **Fátima Aparecida Oliveira** (tia), **Mauro Polli** (tio), **Victor Grover Rene Clavijo** (Vi), **Willy Grover Clavijo Camacho Junior** (Ju) Sem a colaboração de todos vocês eu não teria chego nem na metade do caminho. Só tenho a agradecer todas as oportunidades e todo o carinho que vocês tem me proporcionado. Obrigada por nunca desistirem e por sempre me apoiarem em todos os momentos da minha vida. Agradeço a vocês por tudo que hoje sou. Quando eu já não tinha mais pra onde ir, vocês me mostraram o caminho, quando os problemas da vida me deixaram triste, vocês me fizeram sorrir. Obrigada por existirem na minha vida e por fazerem parte da minha história. Jamais esquecerei tudo o que fizeram.

Quantas vezes eu errei, quantas vezes eu disse o que eu não queria dizer. Quantas vezes eu quiz ir para longe buscar o que estava ao meu lado. Afinal vocês sempre estiveram aqui.

Vocês me deram tudo e mais um pouco, e nem se quer agradei como deveria. Vocês me deram uma vida, e não pediram nada em troca.

Vocês me ensinaram desde cedo o valor do trabalho, o respeito ao próximo, me ensinaram que as obrigações vêm antes da diversão. E eu meio que sem querer aprendi o valor de tudo isso.

Eu, que nem sempre correspondi, hoje só tenho a agradecer por tudo o que fizeram para me criar, para me educar e me apoiar. Hoje eu posso dizer que entendo, compreendo e agradeço. Hoje eu entendo que muitas vezes o que eu queria não era o que eu realmente precisava. Hoje, sei que posso fazer de tudo para conquistar o que desejo. Pois vocês sempre me apoiaram, me forneceram os meios e me mostraram os caminhos ...

Obrigada!

Ao **Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz**, por ter aceitado me orientar, pelo exemplo profissional, conhecimentos compartilhados e por toda orientação acadêmica. Obrigada por fazer do aprendizado não um trabalho, mas um contentamento, por me ajudar a descobrir o que fazer de melhor e, assim, fazê-lo cada vez melhor. Obrigada Caio por tudo o que me ensinou e proporcionou para meu crescimento profissional e pessoal.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e do diretor associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À **FAPESP**, pelo apoio financeiro em forma de bolsa de estudo para a realização do presente trabalho.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora geral dos cursos de Pós-Graduação e ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Ao **Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz**, responsável pela área de Endodontia da FOP UNICAMP, pela oportunidade da realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Francisco José de Souza-Filho**, **Profa. Dra. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes**, **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**, **Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz** e **Prof. Dr. José Flávio Affonso de Almeida**, professores da disciplina de Endodontia da FOP-Unicamp, pelos conhecimentos transmitidos e agradável convivência.

Ao **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**, por todo apoio, incentivo, por sempre se solícito e pelos conhecimentos compartilhados. Muito obrigada professor.

À **Profa. Dra. Adriana de Jesus Soares**, colaboradora da área de Endodontia. Obrigada por todo conhecimento compartilhado.

À **Profa. Dra. Danna Moreira** pela amizade, carinho, convivência e conhecimentos compartilhados.

Ao **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, **Profa. Dra. Fernanda Miori Pascon** e **Profa. Dra. Vanessa Bellocchio Berber Haddad** componentes da banca examinadora do Exame de Qualificação, pela importante contribuição a este trabalho.

Ao **Prof. Dr. José Flávio Affonso de Almeida**, obrigada por todo apoio e conhecimento compartilhado e também por ter aceito participar da banca de defesa do Mestrado.

Ao **Prof. Dr. José Mauricio dos Santos Nunes Reis**, obrigada por todo apoio e conhecimento compartilhado e também por ter aceito participar da banca de

defesa do Mestrado.

Ao **Prof. Dr. Gabriel Rocha Campos**, que me incentivou a fazer especialização em Endodontia, por todo apoio, por sempre ser solícito e disposto a ajudar.

Às funcionárias da Endodontia, **Ana Cristina do Amaral Godoy, Maria Helídia Neves Pereira** e **Jéssica Paiva de Campos**, por serem sempre solícitas e dispostas a ajudar. Agradeço pela amizade, carinho e convivência.

À funcionária da pós graduação **Ana Paula Carone**, por sempre ser solícita e disposta a ajudar.

À funcionária da Patologia **Geovania Almeida**, por sempre ser solícita e disposta a ajudar., amizade, carinho e convivência.

Ao amigo **Guilherme Noriaki Itikawa**, que sempre me apoiou, incentivou e auxiliou, sendo um exemplo de Endodontista. Obrigada pela convivência, amizade e conhecimento compartilhado.

Ao colega **Mário Luiz Zuolo** por todo conhecimento transmitido e agradável convivência.

Aos colegas de mestrado **Ana Carolina Pimentel Corrêa, Aniele Carvalho Lacerda, Ariane Cassia Salustiano Marinho, Cimara Barroso Braga Brum, Claudia Leal Sampaio Suzuki, Thais Mageste Duque, Thiago Farias Rocha Lima e Tiago Pereira da Rosa** pelo companheirismo, amizade, aprendizado e convívio durante todo este tempo.

Aos colegas de doutorado, **Ana Carolina Macarenhas Oliveira, Carlos Augusto de Moraes Souto Pantoja, Daniel Rodrigo Herrera Morante, Fernanda Graziela Corrêa Signoretti, Giselle Priscilla Cruz Abi Rached, Letícia Maria Menezes Nóbrega, Maira do Prado, Emanuel João Nogueira Leal da Silva, Marcos Sérgio Endo, Maria Raquel Figueiredo Penalva Monteiro, Juliana Yuri Nagata e Daniela Cristina Myagaki** e aos colegas do pós-doutorado **Frederico Canato Martinho e Ezilmara Leonor Rolim de Souza** pelo companheirismo, amizade, aprendizado e convívio durante todo este tempo.

Aos meus colegas da pós graduação da FOP-Unicamp, **Dayane Oliveira, Ana Paula Ayres, Núbia Pini, Erick Coppini, Thiago Stape, Lucia Trazzi Pietro, Maria Jordão, Valéria Bisinoto, Klíssia Felizardo, Marco Aurélio çarvalho, Yuri Nejaim, Eduardo Souza Junior e Martina Bertoline, Carlos Eduardo Bertoldo, Maria Alice Gatti Palma, Lucas Moura, Lucas Queiróz e Tiago Taiete** pelo apoio, companheirismo e por todos os momentos agradáveis que passamos juntos.

Aos meu amigos **Athus Garcia, Lia Saori Murakami, Danielle Elaine Faria,**

Victor Angello Montalli, Vinícius Motta Palermo, Ana Cláudia Schulz Rodrigues, Daniel Rodrigues de Abreu, Bruna K. Peres e Clarissa Ribeiro pela amizade e companheirismo e por todos os bons momentos que passamos e passaremos juntos. É um privilégio quando temos ao nosso lado pessoas tão maravilhosas como vocês. Obrigada pela amizade criada e cultivada.

À minha amiga **Eliane Celio de Oliveira** pela amizade e companheirismo.

Aos meus familiares, que sempre torceram por meu sucesso e me apoiaram em todos os momentos da minha.

À todas as pessoas que participaram de forma direta e indireta, contribuindo para a realização desse trabalho.

Todos, sem exceção, contribuíram para meu engrandecimento.

Meus sinceros agradecimentos...

“Cada pessoa que passa em nossa vida, passa sozinha, é porque cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra! Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha e não nos deixa só porque deixa um pouco de si e leva um pouquinho de nós. Essa é a mais bela responsabilidade da vida e a prova de que as pessoas não se encontram por acaso.”

“Mantenha seus pensamentos positivos, porque seus pensamentos tornam-se suas palavras. Mantenha suas palavras positivas, porque suas palavras tornam-se suas atitudes. Mantenha suas atitudes positivas, porque suas atitudes tornam-se seus hábitos. Mantenha seus hábitos positivos, porque seus hábitos tornam-se seus valores. Mantenha seus valores positivos, porque seus valores. Tornam-se seu destino.”

Resumo

Este trabalho avaliou *in vitro* a resistência à fratura de raízes de incisivos bovinos com 3 espessuras de dentina, nas quais, foram cimentados pinos de fibra de vidro com e sem reembasamento com resina composta. 180 raízes bovinas foram padronizadas em 14 mm. Os espécimes foram divididos em 3 grupos de acordo com a espessura da parede dentinária: Grupo1 (G1) = 1 milímetro de espessura (n=60); Grupo 2 (G2): 2 milímetros de espessura (n=60) e Grupo Controle (G3)= raízes sem fragilização (n=60). Os 4 mm apicais dos canais radiculares foram selados com Coltosol® e as raízes foram inseridas em um material de moldagem a base de poliéter e resina acrílica para simulação ligamento periodontal. Em seguida, cada grupo foi subdividido em 2 sub-grupos (n=30): raízes que receberam cimentação de pino de fibra de vidro somente (P) e raízes que receberam cimentação com pino reembasado com resina composta (PR). O cimento Relyx ARC ® foi utilizado para cimentação dos retentores intrarradiculares. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à fratura em máquina de ensaio com aplicação de carga em ângulo de 135° com o longo eixo do espécime por lingual (n= 90) e por vestibular (n=90). Os valores foram registrados em Newtons (N) submetidos a Análise de variância e teste de Tukey. As fraturas foram avaliadas em microscópio clínico e classificadas quanto à possibilidade de reabilitação pós-fratura em favoráveis e desfavoráveis. Os dados obtidos deste estudo mostrou não haver diferença estatística significativa entre os grupos avaliados ($p>0,05$) com relação ao teste de resistência a fratura com forças aplicadas por vestibular. Por lingual, o grupo G1PR apresentou diferença estatística quando comparado aos grupo G2P e G3P ($p<0,05$). No teste por vestibular, o espécimes do grupo PR que tiveram fratura radicular, tiveram a incidência de fraturas favoráveis em G1: 87,5%, G2: 80% e G3: 83,3%. Por Lingual, o grupo G3PR apresentou fraturas apenas nos núcleos de preenchimento, não havendo fraturas em raiz. O G1PR e o G1P apresentaram 80% dos espécimes com fraturas radiculares, das quais 91,67% e 66,67% foram

classificadas como favoráveis. As diferentes espessuras de dentina não interferiram na resistência à fratura, sugerindo que dentes com paredes fragilizadas são passíveis de serem restaurados. No ensaio realizado por Lingual G1PR apresentou maior resistência a fratura. A maioria das fraturas radiculares, ocorridas nas raízes restauradas com pinos de fibra de vidro e núcleos de preenchimento em resina composta, foram consideradas favoráveis.

Palavras chave: Pinos de fibra de vidro, resistência à fratura, raízes fragilizada

Abstract

The aim of this study was to evaluate in vitro fracture strength of weakened roots with 3 thicknesses of dentin, in which were cemented fiberglass posts and anatomic fiber posts (fiberglass post with composite resin). 180 freshly extracted bovine incisors were used. The crowns and apices of were sectioned to create the samples with 14 mm of root. The samples were divided into 3 groups: Group 1 (G1) = dentin walls with 1 mm thickness (n = 60), Group 2 (G2): dentin walls with 2 mm thickness (n = 60) and Control Group (G3) = roots without weakening (n = 60). 4mm apical root canal was sealed with Coltosol ®, and the samples were inserted into artificial periodontal ligament with an impression material and acrylic resin. Then, each group was divided into two subgroups (n = 30) that received roots luting of glass fiber post only (P) and roots receiving cementing anatomic fiber post (PR). The cement Relyx ARC ® was used for cementation of intracanal retainers. The samples were tested for fracture strength in a universal testing machine with load application angle of 135 degrees with the long axis of the specimen by palate (n = 90) and vestibular (n = 90). The values were recorded in Newtons (N) and statistically analyzed by ANOVA. The fractures were evaluated in clinical microscope and classified after fracture as favorable and unfavorable. Results from this study showed no statistically significant difference among the groups ($p > 0.05$) to the fracture strength test with forces applied by vestibular. On the lingual face there were statistically significant difference between groups G1PR and G1P when compared to CPR ($p < 0.05$). On the vestibular face the specimens restored with anatomic post who had root fracture from groups G1, G2 and G3 had the incidence of favorable fractures in 87.5%, 80% and 83.3% of the cases. By lingual the CPR group had fractures only in filling cores, with no root fractures. The G1PR and G1P showed 80% of specimens with root fractures, of which 91.67% and 66.67% were classified as favorable. The different thicknesses of dentin did not affect the fracture strength, suggesting that teeth with weakened walls are easily restorable. By Lingual. the anatomic post showed higher resistance to fracture. Most root fractures, when occur in teeth restored with fiberglass posts

are considered favorable.

Key words: Fiberglass post, fracture strength, weakened roots

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	3
2.1 A utilização do núcleos intrarradiculares	3
2.2 O Ligamento periodontal (LP).....	4
2.3 Função dos pinos e núcleos estéticos	5
2.4 Resistência à fratura	8
2.5 O pino anatômico.....	40
3. PROPOSIÇÃO.....	44
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1 Seleção dos dentes.....	45
4.1.2 Preparo dos corpos de prova.....	45
4.2 Ensaio mecânico de resistência à fratura.....	59
4.3 Análise do padrão de fratura.....	62
4.4 Análise estatística dos resultados.....	63
5. RESULTADOS.....	64
5.1 Aplicação de força na face vestibular.....	64
5.1.1 Padrão de fratura	64
5.2 Aplicação de força na face lingual.....	66
5.2.1 Padrão de fratura.....	67
6. DISCUSSÃO.....	70
7. CONCLUSÃO.....	75
REFERÊNCIAS.....	76

1. INTRODUÇÃO

Traumatismos dentários são causas comuns de perdas e danos aos elementos dentais entre jovens e adolescentes. Comumente os traumas são decorrentes de quedas, acidentes de trânsito, atos violentos e da participação em vários esportes podendo resultar em necrose pulpar de dentes permanentes imaturos com desenvolvimento radicular incompleto e paredes fragilizadas (Hemalatha *et al.* 2009), sendo necessário o tratamento endodôntico e posterior reabilitação estética e funcional.

A adequada restauração do elemento dental após tratamento endodôntico possui essencial importância por devolver função e estética, proteger o remanescente dental e prevenir possível contaminação bacteriana secundária (Wu *et al.*, 1998; Hommez *et al.*, 2002 ; Iglesia -Puig *et al.*, 2004; Mindiola *et al.*, 2006).

As restaurações de dentes com quantidade de estrutura dental coronal e radicular reduzida ainda são desafiadoras. Nesses casos, retentores intrarradiculares de fibra de vidro podem ser indicados por possuírem propriedades mecânicas mais próximas ao do remanescente dentário (Freedman *et al.*, 2001; Schwartz *et al.*, 2004), permitindo melhor distribuição da tensão pela estrutura dental minimizando o risco de fraturas dentais (Freedman *et al.*, 2001; Clavijo *et al.*, 2009). Estes retentores são pré-fabricados e podem ser encontrados em diversas formas e tamanhos (Sadek *et al.*, 2007; Clavijo *et al.*, 2006, 2008, 2009) mas, por vezes, não se adaptam as paredes do canal radicular gerando linhas de cimentação espessas (Teixeira *et al.*, 2006), que predispõe a formação de bolhas e falhas, prejudicando a resistência de união (Grandini *et al.*, 2005). Na cimentação com materiais resinosos, o maior volume de cimento proporciona também maior contração de polimerização gerando tensões na interface de união (Macedo *et al.*, 2010).

Visando minimizar a linha de cimentação quando do uso de retentores pré-fabricados, tem sido proposta a técnica do pino reembasado com resina composta (pino anatômico) na qual se cria um retentor individualizado. Com isso a adaptação do pino às paredes do canal radicular é melhorada (Grandini *et al*, 2003; Velmurugan & Parameswaran, 2004; Clavijo *et al.*, , 2006, 2008, 2009), resultando em um melhor embricamento mecânico (Grandini *et al.* , 2005; Clavijo *et al.* , 2009; Macedo *et al.*, 2010).

Apesar de resistência à fratura de raízes reabilitadas com pinos de fibra de vidro ser inferior com relação as raízes reabilitadas com pinos metálicos ou cerâmicos, estes são considerados clinicamente interessantes, pois a maioria dos padrões de fratura preservam as estruturas dentais, mantendo os dentes restauráveis, de forma a se evitar dentes condenados a exodontia (Martinez–Insua, *et al.*, 1998; King & Setchell 1990; Sidoli *et al.*, 1990, Rosentritt *et al.*, 2000, Asmussen *et al.*, 1990; Clavijo *et al.*, 2009).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A utilização do núcleos intrarradiculares

Sabe-se, hoje, que a principal função de um retentor intrarradicular é a retenção do material de preenchimento aliada à distribuição das tensões impostas ao dente (Fradeani *et al.*, 1999) A decisão da utilização dos retentores depende de algumas variáveis, como a posição do dente na arcada, a oclusão do paciente, a função do dente, a quantidade de estrutura dental remanescente e a configuração do canal radicular.

A perda da estrutura dental é a principal modificação de um dente tratado endodonticamente, principalmente do teto da câmara pulpar e também com frequência a perda das estruturas marginais, que são estruturas nobres de reforço do dente. Ocorre um enfraquecimento da estrutura dental remanescente, com maior suscetibilidade à fratura. Outro aspecto importante é a alteração das características físico – mecânicas do dente, como a desidratação dentinária devido à perda da irrigação sanguínea que pode ser responsável por um enfraquecimento do elemento dental em torno de 3 a 14%. (Assif & Gorfill 1994; Rivera *et al.*, 1988)

O tratamento endodôntico, muitas vezes é realizado em elementos que apresentam defeitos extensos e, portanto, a colocação de pinos é muitas vezes necessário, para gerar a retenção do núcleo e da restauração (Gutman *et al.*, 1992; Schartz *et al.*, 2004). Reconhece-se que os retentores não irão fortalecer os dentes e que os pinos são necessários somente em caso de perda substancial da estrutura do dente (Sivers *et al.*, 1992).

Dentes tratados endodonticamente com extensa perda de estrutura coronal são comumente restaurados com pino, núcleo e coroa. Fatores que indicam este tipo de restauração são: cáries extensas, fratura dentária, trauma,

perda iatrogênica da estrutura dental e patologia pulpar, bem como o tratamento endodôntico em si. Além disso, a perda de teor de água em dentina após tratamento endodôntico pode reduzir a resiliência do dente e, em consequência, aumentar a probabilidade de fratura (Schartz *et al.*, 2004).

2.2 O Ligamento periodontal (LP)

Dentes são fixados pelo ligamento periodontal ao osso alveolar adjacente, o qual funciona como um absorvedor de choque durante a mastigação. O LP também desempenha um papel importante durante o processo de reações celulares para a remodelação óssea. (Yoshida *et al.* 2001)

Quando a resistência à fratura de dentes é avaliada em um teste *ex vivo*, simulação do LP desempenha um papel essencial no padrão de fratura. O ligamento periodontal é uma estrutura importante para a distribuição das tensões geradas pela carga aplicada nos dentes (Rees, 2001). Segundo Soares *et al.* (2005), o método de incorporação da raiz e do tipo de simulação do LP pode afetar os padrões de fratura. Estes autores observaram que quando as raízes foram embebidas numa estrutura rígida sem simular o LP, os padrões de fratura tendem a ocorrer no limite do cilindro de resina. Por outro lado, quando as raízes foram embebidas em resina de poliestireno e o LP foi simulado utilizando um material de impressão à base de poliéter, os padrões de fratura ocorreram também em outras áreas da raiz.

Embora, o LP e o material de moldagem a base de poliéter possuam propriedades físicas diferentes, eles apresentam um comportamento semelhante, quando submetidos a tensão externa (Pini *et al.*, 2002, Soares *et al.* 2005). Além disso, vários estudos têm utilizado o mesmo material elastomérico (Rosentritt *et al.* 2000, Soares *et al.*, 2004) e resina de poliestireno (Dias de Souza *et al.*, 2001, 2002, Soares *et al.*, 2004.) para simular a situação clínica.

Yoshida *et al.* (2001) avaliaram as propriedades elásticas de LP e observaram que o módulo de elasticidade varia de acordo com a carga aplicada e uma variação de 0,12 - 0,96 MPa, foi encontrado como sendo o módulo de elasticidade do LP humano normal. Outro estudo determinou o módulo de elasticidade de diferentes materiais de moldagem elastoméricos após o tempo de presa inicial e após 30 min do início da mistura (Jamani *et al.* 1989). O módulo de elasticidade obtido para o poliéter (Impregum F) foi de 0,35 MPa no tempo de presa e 0,70 MPa após 30 min, portanto, muito próximo do módulo de elasticidade de LP humano.

2.3 Função dos pinos e núcleos estéticos

Um fator clínico que deve ser considerado, é que a cor dos NMFs pode resultar em uma coloração cinza-azulada e/ou em sombreamento na área cervical da raiz de dentes restaurados com sistemas com infraestruturas metálicas (Fradeani *et al.*, 1999).

As características estéticas das restaurações são fortemente influenciadas pelo material de preenchimento intra-coronário. O emprego de núcleo e/ ou pinos metálicos limita significativamente a transmissão de luz através da restauração estética e os convencionais NMFs podem impedir a transmissão de luz, que tem sido considerada um componente vital na criação de uma estética ideal (Fradeani *et al.*, 1999).

Em dentes anteriores tratados endodonticamente, uma melhor estética pode ser alcançada por meio da utilização de um pino translúcido da cor do dente e restaurações *metal free*, em vez de sistemas tradicionais a base de metal. Dentes que receberam pino e coroa são supostamente mais fracos do que dentes intactos. No entanto, o material utilizado para o retentor intrarradicular (metálicos ou não metálicos) pode afetar significativamente a resistência à fratura de dentes

tratados endodonticamente. Rosentritt *et al.* (2000), avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de cerâmica, reforçados por fibra e também com pinos de titânio e liga de ouro além de 3 sistemas para restauração do núcleo de preenchimento. Foram aplicadas cargas a cada incisivo superior e após termociclagem e carga mecânica a resistência à fratura foi determinada. Os autores observaram neste estudo que pinos reforçados por fibra tiveram valores superiores ao titânio, cerâmica e ouro com relação a resistência à fratura de dentes anteriores.

Uma vantagem dos pinos reforçados por fibras é o módulo de elasticidade semelhante relatados com relação a dentina. (Martinez–Insua, King & Setchell 1990, Sidoli *et al.*, 1990; Martelli, 2000, Quintas *et al.*, 2000, Clavijo *et al.*, 2009). Acredita-se que a criação de um sistema de mono bloco dentina/pino/núcleo permite uma melhor distribuição das forças ao longo da raiz. Portanto, se cargas excessivas são aplicadas ao dente, e o pino é capaz de absorver tensões, reduz a possibilidade de fratura radicular. A nova geração de sistemas de pinos foi concebida para ser resistente à corrosão, capaz de se ligar adesivamente à estrutura dental, estética aceitável, e permitir recuperação do dente quando exposto a fratura ou quando há falha do sistema pino- núcleo (Sidoli *et al.*, 1999; Rosentritt *et al.*, 2000, Quintas *et al.*, 2000)

Com a evolução dos sistemas adesivos, materiais restauradores adesivos e pinos fibrorresinosos, a reabilitação dos dentes tratados endodonticamente passou a ser realizada de outra forma, uma vez que, ao contrário dos pinos metálicos e cerâmicos, esses pinos reforçados por fibras, independentemente do tipo de fibra, apresentam adesividade à estrutura dental e ao material restaurador, formando assim uma estrutura mecanicamente homogênea. Deve ser ainda considerado que possuem módulo de elasticidade próximo ao da dentina, permitindo distribuição mais uniforme das forças mastigatórias para o remanescente dental. A literatura relata estudos com inexistência de fraturas

(Heydecke *et al.*, 2002; Ferrari *et al.*, 2000) e alguns autores justificam as propriedades biomecânicas dos mesmos serem semelhantes às da estrutura dental (Akkayan *et al.*, 2002, Lassila *et al.*, 2004, Terry., 2004)

Quando os pinos são unidos adesivamente à dentina radicular, o pino, cimento e dentina formam um monobloco. Uma situação semelhante, pode ser criada na parte de coroa do dente, se o núcleo de preenchimento for realizado em resina composta. Os componentes deste monobloco comportam-se como uma unidade sob forças funcionais, com melhor distribuição do stress e maior resistência à fratura. Os núcleos de preenchimento em resina composta são também esteticamente agradáveis e permitem a preparação imediata dos dentes para restaurações com coroas provisórias (Pilo *et al.*, 2002).

Quando coroas totais de cerâmica são utilizadas, estas normalmente são associadas a núcleos confeccionados com materiais estéticos. Essa associação é indicada, já que as cerâmicas dentais, mesmo as mais opacas, apresentam algum grau de translucidez. Logo se for utilizado alguma estrutura em metal, como núcleos e pinos metálicos, este conjunto pode causar diferenças de cor facilmente detectadas clinicamente. Fator que pode afetar negativamente o resultado estético do tratamento restaurador de dentes despolpados (Nakamura *et al.*, 2002).

O núcleo metálico fundido foi considerado, até os anos 1980, a melhor opção de retenção coronária de dentes tratados endodonticamente com grandes perdas de estrutura dentária. Entretanto problemas relacionados à corrosão dos metais, alergias a componentes das ligas, a estética deficiente, excessivo desgaste da estrutura dental remanescente e ao módulo de elasticidade muito superior ao da dentina propiciaram um incentivo à pesquisa de sistemas sem metal (Cheung W, 2005; Clavijo *et al.*, 2006)

A cor de núcleos metálicos pode ser notada através da estrutura dos

dentes endodonticamente tratados, em particular na região anterior. Dependendo da espessura e opacidade do núcleo, do cimento e da coroa, isto pode ter importância clínica quando coroas cerâmicas são utilizadas para a restauração de dentes tratados endodonticamente (Sieber, 1996; Vichi 2000). A utilização de retentores intrarradiculares não metálicos reforçados com materiais tais como fibra de vidro, quartzo ou sílica pode resolver este problema. Comparado com retentores metálicos, os retentores não-metálicos são menos rígidos, tendo módulo de elasticidade e valores que se aproximam da dentina (Martinez-Insua *et al.*, 1998) Esta característica pode resultar em uma melhor distribuição de estresse e pode ajudar a prevenir fratura de raiz radicular a longo prazo (Sidoli *et al.*, 1997; Lanza *et al.*, 2005).

É comum a indicação dos retentores intrarradiculares estéticos em razão da demanda por restaurações que mimetizam as características naturais dos dentes. Outro motivo importante para essa preferência está nas propriedades biomecânicas da maioria desses pinos, as quais se aproximam da estrutura dental, o que gera uma previsibilidade quanto à longevidade do remanescente dental e da restauração estética, reduzindo a probabilidade de falha dental irreversível ou catastrófica (Clavijo *et al.*, 2006; Clavijo *et al.*, 2009)

2.4 Resistência à fratura

Sorensen *et al.*, (1990) por meio de um estudo *in vitro* avaliaram diferentes formatos de pinos e verificaram a adaptação desses pinos na resistência à fratura de dentes incisivos tratados endodonticamente. Para isso, 40 dentes foram tratados, padronizados em 15 mm e divididos aleatoriamente em 4 grupos de 10 amostras cada. Os grupos 1, 2 e 3 foram preparados com auxílio de uma broca com formato cônico, e apenas 1 mm da estrutura cervical do dente permaneceu, criando assim um amplo canal em forma de funil. No grupo 4 toda a estrutura cervical do dente remanescente foi mantida. O preparo para pino

estabelecido foi de 7 mm de comprimento. O grupo 1 recebeu apenas o Para Post; o grupo 2 recebeu o Para Post associado a resina acrílica (bem adaptado ao canal); o grupo 3 recebeu o Para Post com 2 mm de resina acrílica estendendo-se pelo canal e o grupo 4 teve apenas o Para Post. Os pinos e núcleos foram metalizados com liga de paládio e prata. Os retentores intrarradiculares e as coroas metálicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco e as amostras foram embebidas em resina acrílica, deixando 2 mm de dente para simular o espaço biológico. Os dentes foram posicionados em 130° na máquina de ensaios e foi aplicada uma carga com velocidade de 2,54 mm/min. O limiar de fratura foi definido observando quanto as amostras poderiam suportar até a fratura. Neste estudo observou-se que o grupo 2 teve melhor resistência à fratura, seguido dos grupos 3, 4 e 1. Com relação às espessuras de dentina, foi constatado que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Também foi observado que a maior incidência de fratura das raízes, foi no grupo 2 que possuía um pino melhor adaptado ao canal radicular. Os pinos utilizados no grupo 1 e 4 (paralelo) com uma grande quantidade de cimento, não tiveram nenhum efeito significativo sobre o padrão de fratura. Os autores concluíram que os pinos paralelos com grande ou pouca linha de cimentação, envolveram menos perda de estrutura dentária. Pinos cônicos bem adaptados resultaram em maior resistência à fratura, porém estes pinos também envolveram maior quantidade de remanescente dental, estendendo a fratura em direção apical.

Dependendo do material utilizado e de suas propriedades físicas, o pino e a coroa podem absorver a força oclusal e a tensão aplicada ao remanescente dentário. Caso a fratura ocorra esta pode ser pouco nociva ao elemento dental e restaurável. Com base nisso Cormier *et al.* (2001) avaliaram 6 tipos de pinos e 4 tipos de remanescente dentário. Para avaliar a resistência à fratura quando uma força estática foi aplicada até causar a fratura e também determinaram o padrão de falha de cada remanescente dentário. Nos seguintes 4 estágios de tratamento clínico simulado. Estágio 1: Foi testada a tensão flexural. Dez amostras foram

seccionadas até obter 10 mm de remanescente dental e os pinos foram cimentados. Usando um modelo de carregamento em três pontos, para determinar o modo de falha para cada tipo de de pino. Para os estágios 2 a 4, 10 pré molares recém extraídos para cada grupo, foram utilizados. As coroas clínicas foram removidas na junção cimento esmalte e os canais preparados com limas manuais e brocas gattes gliden, os condutos foram obturados e foi deixado um espaço de 8 mm para os pinos. As amostras foram inseridas em um bloco de acrílico. A força de teste foi aplicada no pino a 90° em relação ao eixo longitudinal do dente, 4 mm a partir da junção cimento esmalte. No estágio 2 a força foi aplicada no pino, no 3 no núcleo de preenchimento e no 4 na coroa. Todos os valores foram registrados em Newtons. Os autores observaram que os limiaries de falha para cada sistema de pino foram significativamente diferentes em cada etapa de testes, mas a ordem dos resultados dos ensaios por tipo de pino permaneceu consistente a partir de uma fase para a fase seguinte. Para Posts (Coltène, Whaledent Int, New York, NY) e núcleo de preenchimento e coroa resultou em limiaries de falha significativamente mais elevados em todas as fases do ensaio 4. Este sistema de pino também teve um elevado número de fraturas de dentes não favoráveis. Fibre Kor post e núcleos (Jeneric Pentron Inc, Wallingford, CT) resultaram em valores mais baixos de falhas nos estágios # 2 a # 4. Este sistema não apresentou sinais de fraturas de dentes nos estágios # 2 e # 3 e um número semelhante de fraturas de dentes não favoráveis no estágio 4, quando comparado com os outros sistemas. C-Post (Bisco Dental Products, Schaumburg, IL), CosmoPost (Ivoclar Vivadent North America Inc, Amherst, Nova Iorque), e AesthetiPost (Bisco Dental Products) agrupados em ordem decrescente por etapas # 2 a # 4. Estes sistemas demonstraram valores de resistências à fratura intermediária, bem como um número moderado de fraturas de dentes não favoráveis. A resistência à fratura do núcleo metálico fundido variou de fase para fase. Sem dentes fraturados na fase # 2. Na fase # 3, 9 de 10 dentes com fraturas não restauráveis e todos os dentes fraturados irreversivelmente na fase 4. As seguintes conclusões foram observadas: os pinos de fibra avaliados, C-Post e Aestheti-Post, proporcionaram

um avanço com relação aos tradicionais núcleos metálicos fundidos, os retentores convencionais são conhecidos por causar a descoloração do tecido e da raiz e demonstrado neste estudo maior número de fraturas não restauráveis. Na fase de inserção da restauração final, não houve diferença na força de falha para todos os dentes testados. Os dentes restaurados com pinos de fibra foram classificados como restauráveis após a fratura, enquanto que os sistemas de pinos restantes foram classificados como não restauráveis.

Heydeck *et al.* (2002) compararam diversos tipos de pinos, dentre eles: pinos de titânio, de zircônia para ancoragem de núcleos cerâmicos e uma liga de ouro fundido sobre um pino pré-fabricado de ouro foi usado como controle. Tomou-se cuidado para utilizar retentores pré fabricados com dimensões semelhantes para realizar a resistência à fratura, e o modo de falha após a mastigação simulada. Para este estudo 60 incisivos humanos superiores foram utilizados. Os dentes foram divididos em 4 grupos, tratados endodonticamente e estandardizados até uma lima #60 e obturados com guta percha pela técnica de condensação lateral. Os dentes foram cortados 1 mm acima da junção cimento esmalte e foram preparados para receber o pino com brocas tipo peeso, deixando 3 mm de canal obturado. No Grupo 1 foram utilizados pinos de titânio; no grupo 2, pinos de zircônia; no grupo 3 pinos de dióxido de zircônia e no grupo 4 (controle) foi utilizado um pino pré fabricado de ouro. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso e os espécimes restaurados com coras e incluídos em um ligamento periodontal artificial. Os dentes foram expostos a 1,2 milhões de ciclos de carga em um simulador de mastigação para simular 5 anos de envelhecimento. Foi realizado a termociclagem simultânea com 5° C e 55° C durante 60 segundos, com pausa de 12 segundos. Todas as amostras que não fraturam durante a etapa anterior (termomecânica), foram carregados até a fratura em uma máquina de ensaios universal com uma velocidade de 1,5 mm/min, a carga foi aplicada em um ângulo de 130 graus na borda incisal. As cargas de fratura foram registradas em Newtons e os modos de fratura foram classificados

como: reparável ou catastrófico. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para comparar cargas de fraturas entre os 4 grupos. As análises foram realizadas com e sem as amostras que falharam durante a simulação de mastigação. Um teste exato de Fisher foi realizado para detectar diferenças de grupo nos modos de fratura. Nível de significância de $p < 0,05$ estabeleceu-se para todas as comparações. As taxas de sobrevivência observadas na simulação de mastigação foram: Grupo 1: 93,8%, Grupo 2: 93,8% , Grupo 3: 100% e Grupo 4: 87,5% . A média de resistência à fratura para os grupos 1 a 4 foram 450 N, 503 N, 521 N, e 408 N, respectivamente. Não foram detectadas diferenças significativas entre os grupos. O uso de pinos de zircônia resultou em um número menor de fraturas catastróficas. Os autores concluíram que dentro das limitações deste estudo, os pinos de zircônia com núcleos de cerâmica podem ser utilizados como uma alternativa estética para dentes anteriores.

O sucesso alcançado com as técnicas restauradoras estéticas resultaram em aumento da demanda de pacientes para estes tratamentos, especialmente relacionados aos dentes anteriores. Consequentemente houve um aumento significativo na utilização de coroas cerâmicas, bem como de materiais endodônticos que não interfiram no resultado estético final. Muitos dentistas preferem usar sistemas de pinos pré-fabricados, porque eles são mais práticos, menos onerosos, e, em algumas situações, menos invasivos com relação aos tradicionais núcleos metálicos fundidos. Em 2003 Newman *et al.*, compararam o efeito de três diferentes sistemas de pinos reforçados por fibras para avaliar a resistência à fratura e modo de falha de dentes tratados endodonticamente. A hipótese nula era que não haveria diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura e no modo de falha de canais estreitos e fragilizados entre os dentes restaurados com compostos reforçados por fibras e com sistema convencional de aço inoxidável. Para isso 90 incisivos centrais recentemente extraídos foram selecionados. Cada dente foi examinado em um microscópio para assegurar a ausência de lesões cariosas, fissuras, e microfraturas. Dentes com

tamanhos de raiz semelhantes e comprimentos foram selecionados. A porção coronária dos dentes foram removidos em um nível incisal (2 mm da JCE) das superfícies vestibulares. A raiz de cada dente foi instrumentada e os canais foram obturados com guta-percha e cimento resinoso. Após a obturação, 10 mm de guta-percha foi removido com um calcador aquecido. Os espécimes foram então armazenados em 100% de umidade. Os 90 dentes foram divididos em 8 grupos experimentais e 1 grupo de controle de 10 espécimes cada. 80 dentes foram divididos em 2 principais grupos experimentais chamados canais "estritos" e "alargados". Cada grupo com 4 subgrupos experimentais de 10 espécimes cada. O condicionamento de todos os grupos foi realizado com ácido fosfórico a 35%, durante 20 segundos. Para o grupo de "canal estreito" os espaços dos pinos foram preparados utilizando o sistema broca alargadora - pino correspondente. No grupo 1,1 os canais foram restaurados com pinos pré-fabricados (Fi-breKor; Pentron Clinical Technologies, Wallingford, Conn) com 1,5 mm de diâmetro. Um sistema adesivo (Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE) foi manipulado nos canais de acordo com as instruções do fabricante. Os pinos pré-fabricados foram cimentados com um cimento resinoso autopolimerizável (Cement-It). O segundo grupo (grupo 1,2) receberam o mesmo procedimento com um pino pré-fabricado (Dentato âncora Luscent; Dentato EUA Ltd, New York, NY). Para o grupo de 1,3 espécimes, os canais foram preparados com uma broca de 1,6 mm de diâmetro. Os pinos foram cimentados no canal. Foi realizado um guia para padronizar a porção coronal desses espécimes. Para o segundo grupo experimental "alargado", paredes finas foram simuladas. Os dentes deste grupo foram restaurados com os mesmos retentores do grupo anterior, no entanto, canais cônicos com 2 mm de largura na superfície oclusal e 1,5 mm no ápice, foram criados com ponta diamantada. Após ampliação dos canais, os dentes do grupo 2,1 e 2,2 grupo foram restaurados com pinos (pré-fabricados FibreKor; Technologies Pentron Clínicos) e pinos pré-fabricados (Denta-tus âncoras Luscent; Dentatus EUA Ltd), respectivamente. Os retentores foram cimentados. O terceiro grupo de dentes (2,3) foi restaurado com fibra de polietileno trançada (Ribbond; Ribbond Inc) com a

mesma técnica acima descrita para o grupo de 1,3 . Para subgrupos 5 (1,5 e 2,5) um conjunto adicional de 20 dentes, 10 canais estreitos, 10 canais alargados foram restaurados com os mesmos materiais, tal como descrito para os dentes a partir de grupos 1,3 e 2,3 (Ribbond padrão; Ribbond Inc). Dez amostras de cada grupo foram restauradas para servir como controle para os dois tipos de canal. Espaços para pino destes dentes foram preparados utilizando o alargador correspondente ao pino de 1,5 mm (ParaPost XH; Coltène / Whaledent Inc, Mahwah, NJ). Os pinos de aço inoxidável foram cimentados. Todos os espécimes foram armazenados em 100% de umidade em estufa durante 24 horas antes dos procedimentos de teste. Uma fina camada de película emborrachada (Plasti Dip; PDI Inc, Circle Pines, Minnesota) foi pintada sobre a superfície externa da raiz 1 mm abaixo da junção cimento esmalte de todos os dentes para simular o ligamento periodontal, as raízes foram montadas em blocos de resina acrílica. Com um jig especial de montagem, cada espécime foi posicionado no dispositivo de montagem e alinhado a um ângulo de 45 graus em relação ao eixo do dente. Uma máquina de ensaio universal foi usada para aplicar uma carga constante a uma velocidade de 0,05 cm/min, até a falha ocorrer. O limiar da fratura foi definido como o ponto em que o aparelho atingiu um valor máximo até a fratura da raiz, dobrando o pino, ou deslocando o pino. Após o carregamento, o modo de falha de todos os espécimes foi observado e analisado em microscópio. A análise estatística não revelou diferenças entre os canais “alargados” e “estreitos”. Para o canal estreito, a carga média variou de um mínimo de 4,55 kg para o padrão Ribbond a um máximo de 12,9 kg. Para o canal alargado, o valor mais baixo foi de 9,04 kg para FibreKor e o valor mais alto foi igual para Luscent e Ribbond, 12,87 kg. O grupo de controle ParaPost teve o maior valor de carga 18,33kg. Os autores concluíram que os resultados do estudo mostraram que a carga a falha dos pinos de aço inoxidável foram significativamente mais fortes, no entanto, o modo de falha ou deformação dos pinos reforçados por fibras é benéfica a estrutura dental remanescente.

Carvalho *et al.* (2005) avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de dentes bovinos simulando dentes imaturos com paredes fragilizadas restaurados com pinos de fibra de vidro, pinos de zircônia e resina composta. 66 incisivos bovinos com dimensões semelhantes foram utilizados, a porção coronária foi removida no terço médio da coroa de cada dente, para padronizar o comprimento dos espécimes em 30 mm. Os dentes foram fragilizados com brocas resultando em uma espessura de 2 mm na área cervical, os dentes foram obturados com guta percha e cimento resinoso, então, foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 14 dentes cada (G1, G2, G3 e G4). G1: os espécimes foram restaurados com o sistema Luminex® em uma profundidade de 20 mm. G2: os dentes foram restaurados com pinos de fibra de zircônia (Cosmopost®). G3: este grupo foi preparado e obturado, não recebeu nenhum tipo de tratamento restaurador (controle positivo). G4: este grupo somente foi padronizado com o comprimento de 30 mm e não recebeu qualquer tipo de preparo ou restauração (controle negativo). Em todos os espécimes, o acesso coronário realizado foi selado com cimento de ionômero de vidro. Todos os dentes foram incluídos em um ligamento periodontal artificial em um bloco de resina acrílica. Após uma semana os espécimes foram submetidos ao teste de resistência a fratura em uma máquina de ensaio universal, posicionados em 45°. A força aplicada foi de 1 mm/minuto até a fratura. Os dados foram submetidos a análise estatística utilizando Análise de variância e teste de Tukey. Os resultados demonstraram uma maior resistência a fratura nos grupos 1 e 2 (122,38 kgf e 122,08 kgf). Os grupos 1 e 2 não tiveram diferença estatisticamente significativa entre si ($p>0.05$) porém apresentaram valores superiores com relação aos demais grupos G3 e G4 ($p<0.05$). Os autores concluíram que a restauração de dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra de zircônia ou com resina composta, aumentaram a resistência à fratura de dentes com paredes fragilizadas simulando dentes imaturos, diminuindo o risco de fratura destes elementos.

Nas últimas décadas os pinos pré fabricados têm ganhado popularidade

entre os cirurgiões dentistas, além disso muitas técnicas têm sido relatadas para reforçar raízes que foram estruturalmente enfraquecidas e aumentar a resistência à fratura desses elementos. Gonçalves *et al.* (2006) analisaram a resistência à fratura de raízes fragilizadas após a restauração com os sistema Luminex® e pinos pré fabricados. 48 incisivos centrais superiores com dimensões semelhantes foram selecionados para este estudos, os dentes foram padronizados em 13 mm através da secção das coras clínicas e os espécimes foram incluídos em blocos de resina acrílica. Todos os dentes foram preparados com limas manuais e irrigação com hipoclorito de sódio a 1% e irrigação final com água destilada. Os dentes foram obturados com guta percha e cimento resinoso (Sealer 26®). 72 horas depois, os dentes foram preparados, com condensadores tipo Paiva aquecidos, a guta percha foi cortada em 8 mm de profundidade no canal radicular, seguido da utilização de brocas tipo Largo #4, #5 e #6 em baixa rotação, promovendo um espaço padronizado do canal de 8 mm de comprimento e 1,7 mm de diâmetro. Das 48 amostras, 8 não foram alteradas (grupo controle), e os 40 restantes tiveram seus canais radiculares preparados de forma padronizada. Este preparo foi realizada utilizando uma peça de mão acoplada com uma broca # 718 (KG Sorensen) com 7 mm de profundidade, na sequência, uma broca # 720 (KG Sorensen) foi utilizada com um comprimento de trabalho de 6 mm, e, finalmente a broca # 730 (KG Sorensen) com um comprimento de trabalho de 5 mm. A dimensão padronizada do canal foi de 8 mm de comprimento e 3,2 mm de diâmetro. Os espécimes fragilizados foram divididos em 5 grupos experimentais com 8 amostras os dentes cada. Eles foram restaurados como segue: LT, sistema Luminex® + resina Tetric Ceram® + pino pré-fabricado de titânio; LF sistema Luminex ® + resina Filtek Supreme ® + pino pré-fabricado de titânio; LZ: sistema Luminex ® + resina Z100 ® + pino pré-fabricado de titânio; LR: sistema Luminex ® + resina Renew Bisco ® + pino pré-fabricado de titânio. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso (C & B Cement; Bisco). O grupo controle recebeu núcleo metálico fundido. As amostras foram submetidas a compressão de carga até a fratura. Os dados foram submetidos a análise de variância e ao teste

de Dunnett ($\alpha = 0,05$). Houve diferença significativa ($p < 0,01$) entre as amostras convencionalmente preparadas e aquelas restauradas com núcleo metálico fundido. Não foram encontradas diferenças significativas entre as amostras de controle e as raízes enfraquecidas restauradas com o sistema Luminex® e resinas compostas. Concluiu-se que o uso de resina composta em canais radiculares reforçou as raízes enfraquecidas durante o teste de resistência à fratura.

Maccari *et al.* (2007) compararam a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados com raízes fragilizadas restaurados com 2 tipos de pinos reforçados por fibras (vidro e quartzo) e um NMF. 30 incisivos centrais superiores foram utilizados neste estudo. Os dentes foram padronizados em 17 mm de raiz e tratados endodonticamente até a lima #40 sob irrigação com hipoclorito de sódio a 1%. Todos os canais foram obturados com guta-percha e cimento Sealer 26®. Após 48 horas a guta-percha foi removida com broca #2 peeso até uma profundidade de 11 mm, deixando 6 mm de material obturador. Para realizar uma padronização, todas as raízes foram preparadas com a broca do sistema de pinos com 1,5 mm de diâmetro e os 4 mm cervicais foram alargados com a ponta diamantada #3131 que possui 2,5 mm de diâmetro. Os espécimes foram divididos em 3 grupos (n=10). Grupo A: pino de fibra de quartzo, Grupo B: pino de fibra de vidro, Grupo C: NMF. Todos os retentores foram cimentados com cimento resinoso Rely X ARC® e adesivo Single bond. Nos grupos A e B, o espaço não preenchido com o pino, foi preenchido com cimento resinoso. Uma matriz foi realizada para produzir a mesma forma coronária a base de resina composta em todas as amostras do grupo A e B. O preenchimento coronário do grupo C foi metálico (liga Ni-Cr), que foi cimentado com cimento de fosfato de zinco. Para simular o ligamento periodontal todos os espécimes foram incluídos em resina acrílica por meio de um material a base de poliéster. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura na máquina de ensaios (EMIC) com força aplicada 2 mm abaixo da incisal com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura ocorrer. Os valores foram anotados em Newtons e

submetidos a análise estatística. Subsequentemente, o modo de falha de cada espécime foi classificada como: reparável (deslocamento do pino, fratura cervical, fratura que permitira restauração da raiz) e não reparável: (fratura abaixo do terço cervical, fratura vertical da raiz, fratura até o nível apical que condenaria o dente a exodontia). O valor mais alto em N foi obtido pelo grupo C, seguidos pelo grupo A e B ($p < 0.001$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos A e B ($p = 0.687$). O padrão de falha dos grupos A e B foram considerados como reparáveis. 7 dentes de 10 do grupo C foram considerados como não reparáveis. Os autores concluíram que a resistência à fratura de raízes fragilizadas e padrão de fratura variaram de acordo com retentor utilizado para suportar a coroa.

Wilkinson *et al.*, 2007 avaliaram a resistência à fratura simulando dentes imaturos, preenchendo os canais radiculares com Resilon, guta percha, resina flow e resina composta híbrida. 72 incisivos inferiores recém extraídos de ovelha foram utilizados para este estudo. Os dentes foram divididos em 6 grupos, sendo 4 experimentais e 2 controles (positivo e negativo). Os canais foram instrumentados e preparados até o calibre #120, exceto 12 dentes que não foram instrumentados e serviram como controle negativo. Os dentes foram medicados com hidróxido de cálcio e foram armazenados a 37° em 100% de umidade por 7 dias. Após a remoção do hidróxido de cálcio com ultrassom e hipoclorito de sódio a 6%, seguido de EDTA 17%, os dentes receberam um *plug* apical de 4 mm com MTA. Os dentes foram incluídos em resina acrílica, deixando 2 mm acima da junção cimento esmalte para fora da resina acrílica a fim de simular o espaçamento fisiológico encontrado clinicamente entre a crista do osso e a junção cimento esmalte e também para expor parte do dente susceptível à fratura. De acordo com os seguintes grupos: Grupo 1 (controle negativo): sem tratamento; Grupo 2 (controle positivo): foi realizado apenas o *plug* com MTA; Grupo 3: Back fill com guta percha termoplastificada e cimento resinoso; Grupo 4: os canais foram obturados usando Resilon; Grupo 5: foi realizado um *back fill* com resina flow.; Grupo 6: Foi realizado preenchimento do canal radicular com resina composta

híbrida. Nos grupos de 2-6, o acesso coronário foi preenchido com resina composta. As amostras foram armazenadas em 100% de umidade a 37°C até a condução do teste de resistência à fratura. A força foi aplicada 3 mm acima da JCE, com uma ponta em forma de cinzel e uma velocidade de 5,0 mm/min. O pico de carga de fratura foi anotado e foi utilizado a análise de Kruskal-Wallis para detectar diferenças entre os grupos. O teste de Mann-Whitney também foi utilizado. O nível de significância foi de 5%. Foi observado que todos os dentes apresentaram fratura horizontal ou oblíqua na área cervical da raiz. Os resultados da análise de Kruskal-Wallis do teste de variância indicou uma diferença significativa entre os grupos ($p < 0,009$). Os controle positivo (G2) e o grupo de guta-percha (G3) apresentaram a menor resistência à fratura e foram significativamente diferentes dos controles negativos (G 1; $p < 0,005$). A resistência a fratura do grupo 6 foi significativamente superior à dos controles positivos não restaurados ($p < 0,017$) e do grupo de guta-percha ($p < 0,012$). De acordo com este trabalho, os autores concluíram que a utilização de uma barreira de MTA apical pode permitir a obturação relativamente imediata do canal e, dentro das limitações deste estudo, o preenchimento do canal com uma resina composta, aumentou substancialmente a resistência à fratura das paredes finas, simulando raízes imaturas e pode ser útil na prática clínica.

Bortoluzzi *et al.* (2007) em um estudo experimental avaliaram a resistência à fratura de incisivos bovinos submetidos à diferentes tratamentos com MTA. Um modelo experimental de dentes imaturos foi criado para simular os dentes com desenvolvimento radicular incompleto. Para isso 40 incisivos bovinos foram seccionados a 8 mm e a 12 mm abaixo da junção amelo cementária. Os canais radiculares foram irrigados com hipoclorito de sódio a 1,0% e foram ampliados tanto na parte coronal quanto na parte apical com brocas de carboneto de número 703. Os espécimes foram divididos em quatro grupos ($n = 10$): GI- controle (sem preenchimento), GII- *plug* de MTA + obturação com gutta percha e cimento endodôntico; GIII-obturação com MTA; GIV- *plug* de MTA apical +

preenchimento com MTA + pino metálico (Reforpost I). Um material de moldagem de poliéter foi usado para simular o ligamento periodontal. Os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva a uma velocidade de 0,5 mm min em uma máquina de ensaio universal (MTS 810) com força aplicada em 45 graus ao longo eixo do dente até a fratura. Os dados foram submetidos à análise estatística pelo teste Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%. O grupo GIV apresentou a maior resistência à fratura (32.7N) e diferiu significativamente dos demais grupos ($p < 0,05$). Não houve diferença estatística encontrada entre o GII (16.6N) e GIII (23.4N) ($p > 0,05$). GIII apresentou uma resistência à fratura significativamente maior do que no GI ($p < 0,05$). Neste estudo laboratorial os autores concluíram que o uso do MTA concomitantemente aos pinos metálicos, aumentou a resistência a fratura de modelos de dentes fragilizados de dentes bovinos.

Abo El-Ela *et al.* (2008) investigaram a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com pinos reforçados com fibra. O efeito de dois diferentes adesivos autocondicionantes sobre a resistência à fratura também foi investigado pelos autores. 56 incisivos extraídos por razões periodontais foram divididos em 7 grupos de 8 dentes cada. A coroa clínica de todos os dentes foi removida 2 mm acima da JCE, procedeu-se o tratamento endodôntico com hipoclorito sódio 2,5% e os canais radiculares foram obturados com guta percha e cimento resinoso (AH Plus®). Os dentes foram restaurados com 7 protocolos diferentes, sendo : Grupo 1: o grupo controle, que foi restaurado com pino metálico Parapost® + cimento de ionômero de vidro Fuji Plus®. Grupo 2: restaurado com pino de fibra de quartzo Light Post® + adesivo de 2 passos Clearfil® + cimento resinoso de cura dual Panavia®. Grupo 3: restaurado com pino de fibra de quartzo Light Post® + adesivo de 1 passo Xeno III® + cimento resinoso de cura dual Panavia®. Grupo 4: Pino de fibra de vidro Para post White® (adesivo de 2 passos Clearfil® + cimento resinoso de cura dual Panavia®. Grupo 5: : Pino de fibra de vidro Para post White® + adesivo de 1 passo Xeno III® + cimento resinoso de cura dual Panavia®. Grupo 6: pinos de fibra de vidro

cimentados com os mesmos agentes do grupo 2. Grupo 7: pinos de fibra de vidro cimentados com os mesmos agentes do grupo 3. Os dentes foram restaurados e armazenados em água a 37°C durante 48 horas. O ensaio de resistência à fratura foi realizado na máquina de ensaio Instron, os espécimes foram posicionados a 135° de modo que a carga foi aplicada com um estilete de aço inoxidável no centro da fossa lingual. A carga de compressão foi aplicada a uma velocidade de 2 mm/min, até a falha. A força utilizada para a fratura de cada dente foi anotada. Os dados foram analisados pelo teste estatístico análise de variância seguida do teste de Tukey ($p < 0,05$). As amostras foram examinadas visualmente após o carregamento por um investigador e a extensão da fratura foi determinada segundo uma escala de 3 pontos. Fraturas menores foram limitadas à porção coronal do dente, e o dente foi considerado restaurável. Fraturas moderadas foram as que estenderam-se para a cervical, mas ainda estavam em condições restauráveis. Fraturas principais eram as fraturas graves horizontais ou oblíquas da coroa, com envolvimento da estrutura de raiz, estes dentes foram considerados não restauráveis. A carga de ruptura média (e desvio padrão) para cada grupo foi o seguinte: para o Grupo 1, 536,8 (75,1) N; para o grupo 2, 1.000,1 (190,9) N; para o grupo 3, 1.049,9 (231,5) N; para o grupo 4, 1.548,5 (290,0) N; para o grupo 5, 1.171,3 (296,9) N; para o grupo 6, 1.711,7 (516,7) N, e para o grupo 7, 1.825,7 (527,3) N. O ANOVA revelou diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,001$). Além disso, o valor médio de fratura para o grupo 7 foi significativamente mais elevado do que os dos outros grupos ($p < 0,05$), exceto para os grupos 4 e 6. Concluiu-se que o uso de um pino de fibra de vidro apresentou a média mais elevada de resistência à fratura dos dentes anteriores, independentemente do agente adesivo utilizado, enquanto que o pino de aço inoxidável foi associado com a menor média de resistência à fratura. Observou-se também que as fraturas dos dentes foram menos graves com pinos não-metálicos do que com os pinos de aço inoxidável.

D’Arcangelo *et al.* (2008) avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de

dentos tratados endodonticamente e preparados para facetas e a associação destes dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo. 75 incisivos centrais superiores humanos com dimensões semelhantes foram selecionados. Os dentes foram divididos em 5 grupos (n=15) de acordo com o tratamento empregado. Grupo 0: foi o grupo controle, os dentes não foram preparados. Grupo 1: preparo para faceta, as superfícies vestibulares dos dentes foram reduzidas em 0,5 mm, todos preparos foram realizados em esmalte. Grupo 2: os dentes deste grupo receberam terapia endodôntica convencional, os canais radiculares foram obturados com guta percha e cimento Pulp canal sealer®, a câmara pulpar foi selada com resina composta. Grupo 3: este grupo recebeu terapia endodôntica convencional e preparo para faceta. Grupo 4: os dentes deste grupo foram tratados endodonticamente, receberam pino de fibra de vidro no comprimento de 15 mm e foram preparados para faceta. Todos os grupos sofreram 10.000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C com um tempo de 30 segundos de permanência e tempo de transferência de 5 segundos entre os banhos de temperatura. Os espécimes foram então conservados em solução de soro fisiológico à temperatura ambiente durante 1 semana. Posteriormente, as amostras foram inseridas em blocos de resina acrílica, incorporando as raízes até 1 mm da JCE. Os dentes foram então submetidos ao teste de resistência à fratura em uma velocidade constante de 0,5 mm / min utilizando uma máquina de ensaios universal. A força foi aplicada a um ângulo de 45 ° em relação ao eixo longitudinal do dente. Os valores das cargas foram registrados. Todas as amostras foram examinadas para verificação de fraturas, e o modo de falha foi determinado em microscópio óptico. Os padrões de falha foram classificados da seguinte forma: fraturas de raiz, envolvendo apenas a raiz, fraturas faciais, envolvendo apenas a coroa em seu aspecto facial; fraturas longitudinais, envolvendo a coroa e se estendendo para a raiz, e fraturas do no nível da JCE. Os dados foram analisados por meio do teste de Tukey, com nível de significância de $\alpha = 0,05$. A análise demonstrou que o grupo 4 (preparado para faceta, tratamento endodôntico e pino de fibra) apresentou maiores valores de resistência à fratura comparado com os grupos

com dentes preparados para faceta, com e sem tratamento endodôntico (grupos 3 e 1). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os outros grupos. No que diz a respeito ao padrão de falha, os melhores resultados foram encontrados no grupo 3. O grupo 1 aumentou significativamente os valores dos espécimes. Dentes reforçados com pinos de fibra associados com os preparativos para faceta (grupo 4) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas com o grupo 0. Espécimes do grupo 0 mostraram sete fraturas radiculares e 8 fraturas longitudinais. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, sugere-se que restauração de dentes tratados endodonticamente com de pinos reforçados por fibras pode ser empregado quando o tratamento preconizado for preparo para faceta.

Marchi *et al.* (2008) avaliaram a influência do remanescente de dentina e da termociclagem mecânica no teste de resistência à fratura de dentes bovinos com diferentes sistemas de pinos. 288 incisivos bovinos com dimensões semelhantes foram selecionados e os dentes foram divididos em 4 grupos de 12 dentes cada de acordo com método restaurador empregado: NMF, pino pré fabricado metálico, pino de fibra de carbono e resina composta. Também de acordo com a situação da raiz: intacta, semi fragilizada com 2 mm de espessura, e com 1,2 mm de espessura e fragilizada com 0,5 mm de espessura nos 4 mm cervicais. O cimento resinoso e adesivo utilizados neste estudo foram RelyXArc® e Single bond®. Todos os espécimes foram incluídos em resina de poliestireno deixando para fora 3 mm referente ao espaço biológico. Todas as amostras foram submetidas a 5000 ciclos com temperaturas variando entre 5°C e 55°C. Durante a ciclagem mecânica, um coping metálico foi colocado nos espécimes e estes foram submetidos a 100.000 ciclos (80N). No teste de resistência à fratura os dentes foram posicionados na máquina de ensaios mecânicos (EMIC) a 135° com o longo eixo da raiz e foi utilizada uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente. Os resultados demonstraram que dentes restaurados com resina composta não apresentaram resistência à

termociclagem mecânica. Foi observado uma interação significativa entre a condição da raiz e o retentor utilizado ($p=0,03$). Raízes restauradas com NMFs obtiveram melhores valores de resistência a fratura comparados com aquelas restauradas com pinos pré fabricado (metálicos e fibra de carbono). O remanescente dentário afetou significativamente, raízes fragilizadas obtiveram menores valores de resistência à fratura. Foi observado uma menor média nos dentes restaurados com pinos de fibra de carbono comparados com os destes restaurados com pinos pré fabricados metálicos. Como conclusão os autores relataram que a ciclagem mecânica não afetou os espécimes, exceto o grupo restaurado com resina composta somente. Grupo restaurado com NMF apresentou maiores valores de resistência à fratura, seguido pelos restaurados com pinos pré fabricados metálicos e de fibra de carbono. O remanescente dentário foi um importante fator no teste de resistência, não importando o tipo de retentor utilizado.

Estudos sugerem que a susceptibilidade à fratura de dentes restaurados com pinos podem estar relacionadas com fatores tais como a quantidade de estrutura dentária remanescente saudável, que proporciona resistência à fratura do dente, bem como as características dos pinos, tais como o a composição do material, módulo de elasticidade, diâmetro, e comprimento. *Giovani et al.*, 2009 avaliaram a resistência à fratura de raízes com pinos de fibra de vidro de diferentes comprimentos. Para este estudo, 60 caninos superiores humanos foram selecionados, as coroas clínicas foram seccionadas, padronizando os dentes em 15 mm. Os dentes foram tratados endodonticamente e imersos em blocos de resina acrílica. Os espécimes foram divididos em 3 grupos ($n=20$) de acordo com o comprimento dos pinos (6 mm, 8 mm e 10 mm). Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos ($n=10$) núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro. Os núcleos metálicos fundidos e os pinos de fibra de vidro em seus diversos comprimentos foram cimentados com cimento resinoso de cura dual (Panavia®). Para obter a forma coronária igual para todas os elementos, guias de acetato foram realizadas

núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta. Coras metálicas foram confeccionadas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os testes foram realizados com velocidade de 1 mm/min. Os valores foram registrados em N. Após este procedimento os dentes foram retirados da resina acrílica e observados em lupa com 3x de aumento. As fraturas foram classificadas de acordo com o local em que ocorreram (terço cervical, médio ou apical). Os dados foram submetidos a análise estatística, a análise de variância de 2 fatores foi realizada e o teste de Tukey-Kramer foi utilizado para verificar quais grupos diferiram entre si ($\alpha = 0,05$). A análise de variância indicou diferenças significantes ($p < 0,05$) entre os grupos, bem como o teste de Tukey-Kramer não apresentou diferenças estatísticas entre os pinos metálicos de comprimentos diferentes: 6 mm ($26,5 \pm 13,4$ N), 8 mm ($25,2 \pm 13,9$ N) e 10 mm ($17,1 \pm 5,2$ N). Para o grupo de pinos de fibra de vidro, os pinos de 8 mm ($13,4 \pm 11,0$ N) foram estatisticamente semelhante aos de 6 mm ($6,9 \pm 4,6$ N) e 10 mm de comprimento ($31,7 \pm 13,1$ N). Após o teste de compressão, os fragmentos de pinos foram removidos do canal radicular para avaliar o tipo e localização das fraturas. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, as seguintes conclusões foram elaboradas: em relação ao comprimento, os núcleos metálicos fundidos não diferiram significativamente em termos de carga de compressão necessária para fraturar a raiz ($p = 0,17$). Com 10 mm de comprimento, os pinos de fibra de vidro demonstraram valores significativamente mais elevados de resistência à fratura, e com 6 mm de comprimento de fibra de vidro, o grupo apresentou menores valores, resultando em fratura da raiz; estes grupos eram significativamente diferentes uns dos outros ($p < 0,001$).

Kivanç *et al.*, 2009 compararam a resistência à fratura de paredes radiculares fragilizadas após a cimentação com 3 diferentes tipos de pinos. Para isso 165 incisivos centrais superiores foram obturados e divididos aleatoriamente em três grupos com relação a espessura da dentina remanescente da raiz (1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm). Cada grupo foi dividido em cinco subgrupos iguais. Cada

subgrupo foi restaurado com um sistema diferente de núcleo radicular: Grupo R: pinos com fibras de polietileno, Grupo L: pino de fibra de vidro reembasado com resina composta. Grupo E: pino de fibra de vidro, Grupo C: restauração com um composto corono-radicular e Grupo M: núcleo metálico fundido. A parte coronária foi construída utilizando resina composta nos quatro primeiros grupos. As amostras foram submetidas a uma força gradualmente crescente (1mm/ min) e a força necessária para a fratura foi gravada. Os dados foram analisados com ANOVA e Teste de Tukey. Observou-se que o grupo de núcleo metálico fundido obteve a maior resistência à fratura e não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura dos quatro outros grupos. Neste estudo a resistência à fratura foi influenciada principalmente pela espessura de dentina remanescente em grupos de pinos de fibra de vidro, no entanto a diferença não foi estatisticamente significativa. Os núcleos modelados em resina composta proporcionaram maior resistência à fratura do que os grupos de resina. A força necessária para a fratura das raízes foi semelhante para todos os tipos de pinos de fibra e para todas as espessuras de dentina.

A reabilitação de raízes fragilizadas é um procedimento complexo com prognóstico duvidoso. Clavijo *et al.* (2009) avaliaram por meio de compressão, a resistência à fratura e o padrão de fratura de raízes fragilizadas reabilitadas com diferentes técnicas de construção de núcleos intrarradiculares. Quarenta incisivos bovinos hígidos foram divididos em quatro grupos de acordo com a técnica de construção de pinos intra-radulares: Grupo 1- raízes fragilizadas reabilitadas com NMF; Grupo 2- raízes fragilizadas reabilitadas com pinos de fibra de vidro e pinos acessórios de fibra de vidro; Grupo 3- raízes fragilizadas reabilitadas com pino anatômico direto (resina composta + pino de fibra de vidro) ; Grupo 4- raízes fragilizadas reabilitadas com pino anatômico indireto de fibra de vidro. Todos os grupos tiveram seus núcleos cimentados com o cimento resinoso Multilink e as porções coronárias padronizadas por uma matriz de resina acrílica. Os corpos de prova foram submetidos à máquina de Ensaio Universal à uma velocidade de

carga de 0,5 mm/min até sua fratura em uma angulação de 135° em relação ao longo eixo do dente sobre a face palatina. Os valores médios de resistência à fratura foram: Grupo 1- 575,54N; Grupo 2- 400,49N; Grupo 3- 483,39N; Grupo- 4 559,19N. A análise de variância apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Os percentuais de raízes com prognóstico favorável após a fratura foram: Grupo 1- 0%; Grupo 2- 80%; Grupo 3- 100% ; Grupo 4- 100%. Os autores observaram que os pinos anatômicos direto e indireto mostraram ser uma opção para reabilitação de raízes fragilizadas.

Os casos dos dentes com rizogênese incompleta representam um desafio para os cirurgiões dentistas devido às paredes finas com raízes divergentes que são suscetíveis à fraturas e lesões periapicais, considerando este problema Hemalatha *et al.* (2009) realizaram um estudo laboratorial com 65 incisivos para avaliar a capacidade de dois materiais Resilon® e Ribbond®, na resistência à fratura do canal radicular simulando dentes imaturos. Para simular a técnica de apicificação foi realizado um *plug* de MTA de 5 mm milímetros. Os dentes foram divididos em três grupos experimentais e um grupo controle. Grupo I - grupo controle (canais radiculares instrumentados, mas não obturados) Grupo II - *backfill* com guta termoplastificada e cimento e Grupo III - reforçado com Resilon® usando o cimento Epiphany® ; Grupo IV - reforçados com fibras, utilizando Ribbond® e cimento resinoso Panavia F® . A máquina de ensaio universal foi utilizada para aplicar uma carga, ao nível da junção amelocementária lingual com uma ponta em forma de cinzel O pico de carga de fratura foi gravado e análise estatística foi completada com o teste T de student. Os valores da carga máxima até a fratura foram 1320,8, 1604,88, 1620 e 1851 Newtons para o Grupo I para o Grupo IV, respectivamente. Os resultados do teste t de Student não revelaram diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre o Grupo II e o Grupo III. Comparação entre o Grupo IV e do Grupo III e entre o Grupo IV e do Grupo II mostrou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,001$). No presente estudo os autores observaram que dentes reforçados com fibras Ribbond com cimento resinoso

Panavia F apresentaram maior resistência à fratura. Resilon não mostrou diferença estatisticamente significativa quando comparada a guta percha termoplastificada na resistência de modelos experimentais de dentes imaturos, quando testados com a máquina de ensaios universal.

Fukui *et al.* (2009) avaliaram a resistência à fratura e o padrão de dentina de dentes comprometidos com paredes fragilizadas que foram restaurados com diferentes sistemas de pinos e núcleos de preenchimento. 32 incisivos bovinos inferiores foram preparados para simular raízes de pré molares humanos. As raízes após serem seccionadas a 17 mm do ápice, preparadas e obturadas com guta percha e cimento endodôntico a base de hidróxido de cálcio foram divididas em 4 grupos de acordo com o tipo de restauração. Grupo 1: (MC) NMF. Grupo 2 (CR): resina composta. Grupo 3 (FRC): pino de fibra de fibra vidro e resina composta. Grupo 4 (CRM): paredes reforçadas com resina composta e núcleo metálico fundido. Todos espécimes foram incluídos em ligamento periodontal artificial à base de material de moldagem com espessura de mais ou menos 0,25 mm e resina acrílica. Todas as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura com velocidade de 10 mm/min até ocorrer a fratura. Os valores máximos obtidos no teste de resistência de cada amostra foram anotados e os dados foram submetidos a análise estatística (análise de variância). O grupo CRM demonstrou uma maior resistência à fratura (719,38 N) estatisticamente significativa comparado aos outros grupos ($p < 0,05$). Os grupos MC (429,56 N), CR (349,56 N) e FRC (398,94 N) não apresentaram diferenças estatisticamente significante entre si ($p > 0,05$). Os 2 grupos restaurados com NMF (MC e CRM) apresentaram padrão de fratura desfavorável (fratura vertical da raiz) abaixo do nível ósseo simulado. Os autores concluíram no presente estudo que a maior resistência a fratura foi no grupo de raízes fragilizadas reforçadas com resina composta e restauradas com NMF. Se os dentes após restauração com NMF forem fraturados, estes provavelmente serão condenados à exodontia, pois a linha de fratura se estendeu abaixo do nível ósseo.

Schmoldt *et al.* (2011) avaliaram a resistência à fratura após termociclagem de dentes bovinos simulando dentes imaturos, restaurados com resina composta, MTA, ou pino de fibra de vidro. 84 dentes bovinos com dimensões semelhantes foram selecionados. Os dentes foram cortados 8 mm acima e 12 mm abaixo da JCE. Os dentes foram tratados endodonticamente, irrigados com hipoclorito de sódio 6%, toaleta final com EDTA a 17 % e secos com cones de papel absorvente. Após o preparo químico-mecânico, uma medicação à base de hidróxido de cálcio foi inserida e os dentes selados provisoriamente. Após 7 dias a medicação foi removida e foi realizado um *plug* apical com MTA (4 mm). Os espécimes foram divididos em 7 grupos. Grupo1: sem tratamento (controle negativo, n=12). Grupo2: os dentes receberam preparo químico mecânico, porém nenhuma restauração foi realizada. Grupo 3: compósito reforçado por fibras + pino de fibra de vidro. Grupo 4: preenchimento com compósito reforçado por fibras. Grupo 5: foi realizado *back fill* com MTA. Grupo 6: preenchimento com resina composta com liberação de flúor. Grupo 7: foi realizado *back fill* com guta percha e cimento endodôntico. Todos os dentes foram termociclados com 500 ciclos a 5°C e 55°C e os dentes foram armazenados a 37°C com 100% de umidade até o teste de resistência à fratura. Posteriormente, os dentes foram inseridos em bloco de resina acrílica 2 mm abaixo da JCE. Foi aplicada uma carga perpendicular a incisal com velocidade de 5 mm/min. Após o teste observou-se que todos os dentes fraturaram. Os grupos controle fraturaram na região de raiz, tanto canal instrumentado como canal não instrumentado. Dentes restaurados com um pinos de fibra fraturaram na região cervical. Dentes restaurados com MTA, resina composta, e guta percha fraturaram através do espaço do canal preparado. Os resultados da análise de variância mostraram uma diferença significativa entre os grupos ($p < 0,007$). A análise post-hoc de Tukey mostrou que o MTA e os grupos de controle positivo foram significativamente mais fracos do que os outros grupos. O controle negativo, e os grupos: 4, 6 e 7 apresentaram resistência semelhante à fratura, enquanto que os dentes restaurados com pino de fibra apresentaram

resistência à fratura significativamente maior em comparação com os outros grupos. Concluiu-se neste trabalho que dentes com paredes dentinárias fragilizadas possuem melhor resistência à fratura quando restaurados com pino de fibra de vidro e resina composta. Apresentaram maior resistência à fratura quando comparados com dentes preenchidos com MTA, gutta percha ou somente resina composta. Concluiu-se também que se estes dentes sofrerem fratura, estão menos propensos a uma fratura catastrófica.

Zogheib *et al.* (2011) compararam 3 técnicas de reconstrução radicular usando resina composta e pino de fibra de vidro. 40 dentes humanos unirradiculares com dimensões semelhantes foram selecionados. Os dentes foram seccionados e padronizados em 13 mm de comprimento. Todos os espécimes foram inicialmente preparados com brocas de largo e foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de acordo com o protocolo de reconstrução coronária. Grupo 1: este grupo foi preparado para receber pino de fibra de vidro, mas não foram reduzidos internamente, o pino de fibra de vidro foi cimentado Grupo 2: neste grupo os canais foram alargados para simular dentes com paredes fragilizadas com 1 mm de espessura. As paredes fragilizadas foram reconstruídas com resina composta pela técnica incremental e o pino de fibra de vidro foi cimentado. Grupo 3: as raízes também foram fragilizadas como no grupo 2 e o canal radicular foi preenchido com pino de fibra de vidro e pinos acessórios. Grupo 4: raízes fragilizadas que receberam um pino anatômico (pino de fibra de vidro reembasado com resina composta). Todos os dentes foram restaurados com resina composta através de um guia e foram incluídos em ligamento periodontal artificial com uma material a base de poliéter e resina acrílica. Os dentes foram submetidos ao teste de resistência à fratura (2 mm abaixo da incisal, na face lingual) em uma angulação de 45° com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. O modo de falha foi classificado como reparável e irreparável. Os valores de resistência à fratura foram registrados em N e submetidos a análise estatística com teste bilateral de Dunnett's com nível de significância de 5%. Os resultados

demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais e o grupo controle ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos experimentais ($p = 0,5868$). O grupo 1 apresentou 100% de fraturas reparáveis, o grupo 2, 80%, o grupo 3, 60% e o grupo 4, 50%. Os autores concluíram que nenhuma técnica de restauração corono radicular aumentou a resistência à fratura de raízes fragilizadas. A espessura do remanescente dental é um fator importante para a resistência à fratura, independente do protocolo de reconstrução intrarradicular.

Dentes tratados endodonticamente possuem maior risco de falha biomecânica do que dentes vitais. Kathuria *et al.* (2011) compararam a resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com pinos reforçados por fibra e de pinos de dentina provenientes de dentes humanos. 30 incisivos humanos recém extraídos foram utilizados para este estudo *ex vivo*. Os dentes foram seccionados 2 mm acima da JCE. Em todos os 30 dentes, o acesso foi realizado, o comprimento de trabalho criado foi de 1,0 mm aquém do forame apical e os canais foram preparados até a lima #60. Os canais foram obturados com cimento endodôntico resinoso e guta percha. Os dentes foram incluídos em um ligamento periodontal artificial e divididos em 3 grupos experimentais de 10 espécimes cada. Em 2 grupos, foram criados espaços para pino de 10 mm de comprimento utilizando brocas especiais fornecidas pelo fabricante do pino de fibra, deixando 4 mm de obturação para preservar intacta a vedação apical. Os grupos de estudo foram compostos por: Grupo 1: dentes sem preparo para pino, o acesso coronário foi selado com cimento de ionômero de vidro. Grupo 2: dentes restaurados com pinos de fibra de vidro. Grupo 3: Dentes restaurados com pino de dentina. Os pinos de dentina foram preparados de caninos humanos recém extraídos e foi realizados blocos de dentina cilíndricos semelhantes aos pinos de fibra de vidro com 12 mm de comprimento e 1,6 mm de diâmetro. O cimento resinoso utilizado foi RelyX U 100®. Todos os dentes foram restaurados com resina composta e uma matriz de polietileno. Posteriormente, todos os dentes

foram submetidos a termociclagem e depois mantidos por 24 horas a 37°C com 100% de umidade. As amostras foram, montadas sobre um bloco de teste feito de aço e testados em máquina universal de ensaios. A carga de compressão foi aplicada na face palatina, a um ângulo de 135° em relação ao eixo longitudinal do dente, a uma velocidade de 2,5 mm/min. O limiar de ruptura foi definido como o ponto em que a força de carregamento atingiu o valor máximo para fraturar a raiz o pino ou o núcleo. O grupo 1 (controle) apresentou os maiores valores de resistência à fratura (139,44 Kg) seguido pelo grupo 3. O grupo restaurado com pino de dentina (100,88 Kg) e grupo 2, pino de fibra de vidro (81,51 Kg) . Todos os grupos diferiram estatisticamente entre si. Concluiu-se que dentes restaurados com pinos à base de dentina apresentaram valores melhores de resistência à fratura, do que aqueles restaurados com pinos reforçados por fibras.

Hedge *et al.* (2012) comparam a resistência à fratura de dentes submetidos a terapia endodôntica restaurados com 2 tipos de pinos reforçados por fibras (quartzo e vidro) e também de um sistema de NMF. 40 dentes humanos incisivos centrais superiores recém extraídos foram utilizados. As coroas foram seccionadas, padronizando-se os dentes em 15 mm. Todos foram preparados até uma lima #40 com irrigação com hipoclorito de sódio a 3%, seguido de Thiosulfato a 5%. Todos os canais foram obturados com guta percha e cimento AH Plus®. Os canais foram selados e deixados em solução salina por 48 horas. Posteriormente os dentes foram preparados com uma broca de Peeso, removendo 10 mm de obturação dos canais radiculares. Para realizar a fragilização dos espécimes, estes foram alargados com pontas diamantadas até a profundidade de 5 mm. Estes dentes foram divididos em 3 grupos (n=15). Grupo 1: pino metálico (controle). Grupo 2: pino de fibra de vidro (1,5mm de diâmetro). Grupo 3: pino de fibra de quartzo com a mesma dimensão do grupo 2. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso Rely X® e adesivo Single bond®. Nos grupos 2 e 3, os pinos reforçados com fibras foram cortadas, deixando 6 mm acima da entrada do canal para reter um núcleo de preenchimento. Matrizes foram

fabricados para reproduzir a forma coronal do Grupo 1 que foram preenchidos com resina composta micro-híbrida e utilizados nos grupos 2 e 3 para criar núcleos de preenchimento em resina composta. Os dentes foram inseridos em um material de moldagem e posicionados em cilindros de resina acrílica para simular o ligamento periodontal. Cada amostra foi colocada em dispositivo, que permitiu que os espécimes fossem posicionados a 45° em relação ao longo eixo do dente. As amostras foram submetidas a carga nesta orientação na superfície palatina em uma máquina de ensaios universal (Lloyd Instruments, 50 HK, EUA). Uma velocidade de 0,5 mm/min foi aplicada até a fratura. A carga foi medida em Newtons. A falha foi definida como fratura do material do núcleo com deslocamento do pino, com fratura do núcleo ou do dente. O modo de ruptura foi registrado e classificado como reparáveis e não reparáveis. Os dados foram analisados por meio da análise de variância para determinar a diferença geral entre os valores médios dos grupos. Teste de Tukey foi utilizado para determinar quais os grupos de teste foi estatisticamente diferente dos outros. Todos os testes foram feitos com $\alpha = 0,5$. A maior média de resistência à fratura (N) foi registrada no Grupo 1 (NMF) seguido pelo grupo 3 (fibra de quartzo) e Grupo 2 (fibra de vidro). Houve uma diferença significativa entre os grupos no que diz respeito a resistência à fratura ($p < 0,0001$). O teste de Tukey mostrou que, a diferença média foi significativa. Houve uma diferença significativa entre os grupos 1, 2 e 3. Os grupos 2 e 3 não foram estatisticamente diferentes. No grupo 1 (NMF) foi obtido apenas 13,34 % de fraturas reparáveis, enquanto que no G2 e G3 foi de 100% de fraturas reparáveis. Dentro das limitações do presente estudo, a resistência à fratura e o modo de falha de dentes fragilizados variou de acordo com o tipo de pino utilizado. O uso do sistema de pino e NMF deve ser evitado em dentes estruturalmente comprometidos. Dentes restaurados com NMFs tiveram resistência à fratura maior que os dentes restaurados com pino de fibra de vidro ou de quartzo, mas a maioria das fraturas não permitiria a preservação dos dentes restaurados com este tipo de pino.

Kaya & Ergun em 2012 compararam a resistência à fratura de incisivos humanos recém extraídos. Estes dentes foram padronizados em 16 mm. O canal radicular foi preparado com limas rotatórias (Profile) e foi utilizado hipoclorito de sódio a 2,5% e EDTA a 17% como substâncias irrigadoras. Os canais foram obturados com guta percha e cimento AH Plus®. Os dentes foram restaurados provisoriamente e deixados por 48 horas em estufa a 37°C com 100% de umidade. Pinos de zircônia (Zr) foram fabricados pelo sistema CAD/CAM (1,5 mm de diâmetro com 10 e 15 mm de comprimento). Os dentes foram divididos em 2 grupos (10 mm; 15 mm, n= 50). A guta percha foi removida deixando 5 mm e 10 mm apicais de obturação conforme cada grupo. Brocas com 1,5 mm de diâmetro para o preparo do pino foram utilizados no estudo. Depois disso, as raízes foram divididas em cinco grupos experimentais (n = 10) como segue: (1) pino e núcleo de zircônia (grupo Zr), (2) pino de zircônia com núcleo *Bis core* (Bisco IN- grupo Zr / R), (3) pino de zircônia núcleo de preenchimento em resina composta (Admira, Voco GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (grupo Zr / RC), (4) pino reforçado por fibras (FRC) e núcleo de resina (grupo F/R), (5) FRC com núcleo em resina composta (grupo F/RC). O sistema para cimentação utilizado foi Clearfil SA Cement®. Todos os dentes foram restaurados com coroa metálica. Os dentes foram incluídos em material de moldagem (Impregum®) e resina acrílica 2 mm abaixo da JCE. Uma força foi aplicada 2 mm abaixo da borda incisal em um ângulo de 45° com velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura. Os modos de falha foram observados em microscópio clínico. 2 espécimes típicos dos modos de falha de cada grupo foram preparadas para observação em microscópio eletrônico de varredura. Para análise estatística foi utilizada a análise de variância 3 fatores para testar os efeitos dos materiais de pino, comprimento do retentor e material do núcleo de preenchimento ($p < 0,05$). Análise de variância e teste de Tukey foram realizados para determinar as diferenças nos resultados de força de à fratura entre os grupos, incluindo a avaliação de uma possível interação, a um nível de significância de $p < 0,05$. Além disso, diferenças estatísticas e modos de falha foram investigados pelo teste do qui-quadrado a um nível de significância de

$p < 0,05$. A análise de variância revelou que o tipo de material de pino teve um efeito significativo sobre os valores de resistência à fratura ($p < 0,001$). Entretanto, os valores de resistência à fratura não foram significativamente afetado pelo comprimento do pino e material do núcleo ($p = 0,007$ e $p = 0,078$, respectivamente). Não houve diferença significativa entre o comprimento do pino e o material do pino ($p = 0,015$), bem como entre os materiais do núcleo e do pino ($p = 0,928$). No entanto, a interação entre o comprimento do pino e o material do núcleo foi significativa ($p < 0,001$). Além disso, não foram encontradas interações significativas entre o comprimento do pino, material do pino e material do núcleo ($p = 0,454$). A análise estatística mostrou que os pinos de zircônia ($163,01 \pm 5,28$ N) apresentaram valores significativamente mais elevados de resistência à fratura que os pinos de fibra ($93,48 \pm 7,38$ N) ($p < 0,05$). Além disso, os valores de resistência à fratura do grupo Zr, com um comprimento de pino de 15 mm ($191,41 \pm 61,79$ N) foi estatisticamente superior ao do grupo Zr, com um comprimento de 10 mm de pino ($108,06 \pm 31,09$ N) ($p < 0,05$). No entanto, não houve diferenças estatisticamente significativas, entre 10 mm e 15 mm do retentores dos grupos de Zr / R, o grupo de Zr / RC, grupo F / R e o grupo F / RC. Modos de falha foram significativamente afetados pelos tipos de pino ($p < 0,05$), mas não afetados pelo comprimento do pino ($p = 0,978$) e materiais do núcleo ($p = 0,757$). Enquanto todos os pinos de fibra, exceto um pino, foram desalojados dos canais radiculares, todos os pinos de zircônia fraturam. A maioria das fraturas em pinos de zircônia foram observados 2 mm abaixo da margem cervical (88,3%). Por outro lado, o resto dos pinos de zircônia fraturado 2 mm acima da margem cervical (12,7%). As seguintes conclusões foram elaboradas: Pinos de zircônia tiveram maior resistência à fratura do que os pinos de fibra. No entanto, uma maior taxa de sucesso de restauração pode ser observada no pinos de fibras, de acordo com os modos de falha restauráveis. No que diz respeito ao comprimento do pino apenas o retentores de zircônia diferiram significativamente em termos de carga de compressão necessária para fraturar a raiz.

Com o objetivo de desenvolver métodos que podem aumentar a resistência à fratura de dentes estruturalmente comprometidos. Mortazavi *et al.* (2012) realizaram um estudo para comparar o efeito de três sistemas de pinos estéticos na resistência à fratura e modos de falha em raízes estruturalmente comprometidas e em raízes híginas. 45 incisivos centrais superiores com dimensões semelhantes foram selecionados. Os dentes foram tratados endodonticamente até uma lima #40, os dentes foram obturados com guta percha e cimento AH 26®. Os dentes foram então divididos aleatoriamente em 5 grupos (n=9). Em três grupos o procedimento de fragilização das raízes foi feito. A espessura das paredes permaneceu na JCE com 2,5 mm e abaixo desta área foi de 1,5 mm. Em dois outros grupos (não-fragilizados) o procedimento de enfraquecimento foi feito apenas acima da JCE, 1,5 mm de espessura da dentina foi deixado nas paredes mesial, distal, bucal e lingual das raízes. Para preservar comprimento adequado de guta-percha para selamento adequado, espaços para pino com 8 mm de comprimento foram considerados. Grupo “DT.N” (dentes não-fragilizados restaurados com *Double taper light post*. O adesivo utilizado foi ED-Primer, Kuraray Co., Osaka, Japão) e o pino foi cimentado com cimento resinoso de cura dual (Panavia F, Kuraray, Japão). Grupo “DT.W” (dentes fragilizados restaurados com *Double taper light post*), os primeiros 6 mm do canal radicular foram enfraquecidos. Grupo “DT + RW” (dentes fragilizados tratados com pino de fibra e Ribbond). Grupo “Zr.N (dentes não-fragilizados dentes restaurados com pinos de zircônia). Grupo “Zr.W” (dentes fragilizados restaurados com pinos de zircônia). Todas as amostras foram submetidos a 1500 ciclos térmicos intermitentemente entre 5°C e 55°C durante 30 s com intervalos de 12 s. Um dispositivo de teste universal foi usado para aplicar uma carga constante nos blocos, a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. A força necessária para fraturar os espécimes foi anotada e o modo de falha para cada grupo foi avaliado. Para comparar a resistência à fratura média de todos os grupos, foi utilizado a análise de variância. Comparações pareadas entre os grupos foram feitas pelo teste de Tukey. Além disso, o modo de falha entre os grupos foi analisada pelo

teste de Fisher ($P < 0,05$). Os Grupo DT + RW e grupo Zr.W mostraram a maior e a menor resistência à fratura com 732,444 e 573,666 N, respectivamente. Os padrões de fratura foram divididos em dois grupos: 1: fratura coronal (fratura desejável) 2: fratura de raiz (não fratura desejável). O teste exato de Fisher revelou que os grupos restaurados com pinos de fibras mostraram maior porcentagem de resultados classificados como desejáveis.

Zicari *et al.* (2012) avaliaram o comprimento do pino de fibra de vidro, e de 2 cimentos resinosos no teste de resistência à fratura após fadiga mecânica. 80 pré molares foram utilizados para este estudo, eles foram cortados na JCE divididos em 8 grupos experimentais. Os dentes foram instrumentados e obturados. A guta percha foi removida com brocas gattes gliden. O preparo para pino foi realizado com 10 mm, 7,5 mm e 5,0 mm. Os pinos de fibra de vidro foram cimentados com cimento resinoso Panavia F® e Rely X Unicem®. Foram formados 4 grupos de 20 dentes cada, sendo que 10 dentes de cada grupo foi cimentado com um cimento diferente. O núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta. Os dentes foram incluídos em resina de metacrilato a 2 mm da JCE Para simular o nível ósseo. E foram submetidos a 1,200,000 ciclos (5 anos de função clínica). Após a fadiga mecânica, os espécimes que não fraturaram foram submetidos a resistência à fratura com velocidade de 0,5 mm/min. As fraturas foram classificadas em reparáveis: quando a fratura ocorreu acima do nível ósseo simulado o deslocamento do pino e não reparáveis: quando a fratura foi abaixo do nível ósseo simulado. Os dados foram submetidos a análise estatística à análise de variância e ao teste de Tukey. No teste de fadiga mecânica apenas 2 dentes do grupo 7,5 mm fraturaram, e 3 dentes do grupo de 5,0 mm fraturaram. O teste de resistência à fratura demonstrou diferença estatisticamente significativa no comprimento dos pinos ($p < 0,05$) O grupo com 10 mm teve a menor resistência à fratura (388 N), enquanto que o grupo de 5,0 mm teve a maior resistência à fratura (522,19 N). O tipo de cimento resinoso não afetou a resistência à fratura ($p > 0,05$). Foi encontrado uma prevalência maior de fraturas

não reparáveis no grupo controle de 10 mm (20- 25%) e maior número de fraturas reparáveis no grupo de 5 mm (75%-80%). Os autores concluíram que pinos mais curtos aumentaram a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados, bem como apresentaram maior número de fraturas reparáveis. O tipo de cimento resinoso utilizado não interferiu na resistência à fratura.

Jindal *et al.* (2012) determinaram a capacidade de reforço de dois sistemas de pinos pré fabricados (fibra de vidro e fibra de polietileno) em 2 comprimentos diferentes. 75 incisivos humanos superiores com dimensões semelhantes foram utilizados. 15 dentes foram utilizados como grupo controle e não receberam tratamento. Os outros 60 dentes foram cortados 2mm da JCE e foram divididos em 2 grupos experimentais (n=30) dependendo do pino utilizado. Estes 2 grupos foram divididos em 2 subgrupos (n=15) de acordo com o comprimento do pino empregado (5 mm e 10 mm). O pinos foram cimentados com cimento resinoso de cura dual (Monocem®). E a parte coronária foi realizada com resina composta. Os espécimes foram incluídos em ligamento periodontal artificial a base de silicone Impregum® e resina acrílica, deixando 3 mm da JCE para fora para simular nível ósseo. Todas as amostras foram restauradas com coroas fundidas. A força foi aplicada na face palatina 3 mm abaixo da incisal com velocidade de 0,5 mm/minuto até ocorrer a fratura. Cada amostra foi analisada e o padrão de fratura foi determinado em 1: fratura da resina ou do pino, 2: fratura cervical da raiz, 3: fratura no terço medial da raiz, 4: fratura apical e 5: fratura vertical de raiz. Os dados foram submetidos a análise estatística (análise de variância e teste de post hoc) com nível de significância de 5%. Os resultados revelaram que o grupo com pino de fibra de vidro (GFP) com 10 mm apresentaram maior resistência à fratura (740.21 N), seguido do GFP com 5 mm (425.19 N). Os grupos preenchidos com fibra de polietileno (RFP) apresentaram menor resistência à fratura (299.62 N – 5 mm; 216.93 N – 10 mm) e diferiram estatisticamente do grupo controle que apresentou uma média de 437.87 N para ambos os comprimentos. O grupo GFP com 10 mm mostrou os melhores padrões

de fratura (80% de fraturas reparáveis). O grupo GFP com 5 mm e os dois grupos com RFP apresentaram os piores padrões de fratura, predominando fraturas não favoráveis. Com as limitações do presente estudo, os autores concluíram que o uso de pinos de fibra de polietileno são questionáveis, necessitando assim, de mais estudos. Os pinos de fibra de vidro podem aumentar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, mas a determinação do comprimento do pino é essencial.

Ambica *et al.* (2013) compararam a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com pinos pré fabricados (fibra de carbono e fibra de vidro) com pinos experimentais a base de dentina idealizados pelo sistema CAD-CAM. 70 incisivos centrais superiores foram utilizados. A coroa de 10 incisivos foram seccionadas 5 mm acima de JCE formando o grupo controle. A coroas dos outros 60 dentes foram cortadas 2 mm acima da JCE. Todos os dentes foram instrumentados e obturados com guta percha e cimento AH plus®. Posteriormente todos os espécimes foram incluídos em um ligamento periodontal artificial. Nos 60 dentes foi realizado um preparo para pino de 10 mm, restando 4 mm de material obturador. Então os dentes foram divididos em 1 grupo controle e 3 grupos experimentais de 20 dentes cada. Grupo 1 não teve nenhum tipo de preparo e o acesso foi selado com resina composta. No grupo 2 os dentes foram restaurados com pinos de fibra de carbono. No grupo 3 os dentes foram restaurados com pinos de fibra de vidro. No grupo 4 os dentes foram restaurados com pinos de dentina obtidos a partir de caninos humanos recém extraídos por razões periodontais. O cimento utilizado para todos os espécimes foi o RelyX U100® e o núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta. As amostras foram submetidas a termociclagem e ciclagem mecânica com ciclos entre 5°C e 55°C. Cada grupo foi subdividido em 2 subgrupos. No subgrupo 1 as amostras foram submetidas a uma carga estática até a fratura e no subgrupo 2 foram submetidas a fadiga mecânica até a fratura. As amostras do subgrupo 1 foram posicionados na máquina de ensaios universal (Instron) em um ângulo de

135° com relação ao longo eixo do dente e uma força compressiva com velocidade de 2,5 mm/min foi aplicada na palatina dos espécimes até ocorrer a fratura do dente, do pino ou da coroa. Os espécimes do subgrupo 2 foram submetidos a $1,2 \times 10^6$ ciclos para simular a mastigação. Os dentes que não fraturaram após 1,2 milhões de ciclos foram submetidos ao teste do subgrupo 1. O resultados demonstraram que o grupo controle apresentou a maior resistência à fratura (935 N), seguido do grupo 4 – pinos de dentina (793. 12 N), grupo 3 – pinos de fibra de vidro (603,44 N) e do grupo 2 – pino de fibra de carbono (497.19N). Nenhum dos espécimes fraturou após 1,2 milhões de ciclos, mas tiveram redução na resistência à fratura de 15,87% (grupo controle), 23,63% (grupo 2) , 22,11% (grupo 3) e 18,5% (grupo 4). Os autores concluíram que dentes restaurados com pinos de dentina apresentaram a maior resistência à fratura após a carga estática e mecânica.

2.5 O pino anatômico

O pino de fibra de vidro anatômico é o conjunto de pino e resina composta aderidos perfeitamente as paredes do canal radicular, com uma fina linha de cimentação.

Normalmente opta-se por um pino que melhor se adapte à estrutura dental remanescente, ou seja, pinos menores para raízes de menor diâmetro e pinos maiores para se adaptarem melhor em raízes amplas. Porém existem situações anatômicas particulares em que a morfologia do canal após o tratamento endodôntico inicial ou retratamento endodôntico, resulta em uma forma muito mais ampla que o diâmetro do pino pré fabricado ou então resulta em forma ovóide, ou não perfeitamente circular. Para um melhor resultado nestes casos, foi relatado, a possibilidade de reembasar um pino de fibra de vidro com resina composta, tornando-o mais apto a se ajustar a forma do canal sem a necessidade de um desgaste adicional de dentina radicular e /ou uma espessa linha de

cimentação. É interessante ressaltar que para a realização desta técnica é importante que o canal se encontre livre de retenções (Scotti & Ferrari 2003, Grandini *et al.*, 2003).

Visando relatar uma técnica de confecção de pinos intrarradiculares diretos, Grandini *et al.* (2003), relataram um caso clínico no qual utilizaram um novo tipo de pino de fibra em um canal amplo e não circular. Este novo sistema de pino de fibras, denominado *Anatomic Post'n Core*, baseia-se na modelagem do conduto radicular com resina composta fotoativada, aderida ao pino e posteriormente cimentada. A técnica descrita pelos autores incluiu apenas alguns passos, em relação a técnica convencional no caso, a moldagem e confecção de um pino individualizado. Para isso, após o preparo do espaço para o pino, realizou-se a lubrificação do conduto e inserção do pino envolvido com compósito fotoativado. Seguiu-se com a inserção deste no interior do canal, fotoativando o conjunto em posição por vinte segundos, seguindo-se com a remoção do pino e complementação da polimerização por mais vinte segundos. Após a realização destes passos, tanto o retentor individualizado quanto o canal radicular são lavados, seguindo-se com os procedimentos de cimentação adesiva tradicionalmente utilizados para cimentação de pinos pré-fabricados de fibras. Os autores afirmam que o procedimento clínico é simples, no qual se alcança adaptação superior do retentor às paredes do canal radicular, reduzindo a quantidade de cimento necessária para fixação. Concluíram que a técnica descrita mostra-se eficiente para utilização quando o canal preparado apresenta-se amplo ou não apresenta-se perfeitamente circular.

Segundo Clavijo *et al.* (2008) a técnica do pino anatômico indireto de fibra de vidro parece ser uma opção viável na reabilitação de dentes tratados endodonticamente com canais amplos e/ou com extensa destruição, principalmente nos casos de raízes fragilizadas, devido ao comportamento biomecânico deste material, semelhante ao da dentina, minimizando, assim o risco

fraturas radiculares irreversíveis e proporcionando uma fina linha de cimentação.

A cimentação de pinos de fibra possui inúmeros detalhes que podem influenciar o sucesso da retenção do pino. Macedo *et al.*, 2010 avaliaram o efeito do reembasamento do pino de fibra de vidro, o tipo de cimento resinoso utilizado e o comprimento do retentor na retenção de pinos de fibra de vidro. 180 incisivos bovinos foram incluídos neste estudo, as coroas foram removidas na JCE, padronizando os dentes com 16 mm de comprimento. Os canais foram preparados até uma lima #70 e obturados com guta-percha e cimento Sealer 26®. Após um período de 72 horas a guta-percha foi removida em diversas profundidades (5 mm, 7.5 mm e 10 mm). Com o intuito de obter raízes fragilizadas, os canais foram alargados com brocas diamantadas #4138 e #4137 com 3 comprimentos para pino diferentes. Todos os dentes foram incluídos em blocos de resina acrílica. As amostras receberam pinos de fibra de vidro (Reforpost; Angelus®) reembasados e não reembasados. O adesivo aplicado foi Adpter Single bond 2® adhesive system (3M ESPE). O cimento resinoso utilizado foi RelyX ARC®, RelyX Unicem® e RelyX Luting®. As amostras foram submetidas ao teste de *pull out* com velocidade de 0,5 mm/min na máquina de ensaios Instron. A força necessária para o deslocamento do pino foi anotada em Newtons. As variáveis independentes deste estudos foram: reembasamento do pino, tipo de cimento e comprimento do pino. A análise estatística aplicada aos dados foi análise de variância de 3 fatores , seguida do teste de Tukey. A análise de variância mostrou diferença estatisticamente significativa para todos os fatores ($p < 0.001$). Os pinos reembasados apresentaram maiores valores estatisticamente significantes no teste de *pull out* do que os pinos não reembasados. Os pinos cimentados com 10mm de comprimento apresentaram os valores mais altos seguidos por aqueles cimentados com 7,5mm. Os cimentos RelyX ARC® e RelyX Unicem® apresentaram valores similares de retenção, ambos maiores do que a resistência de adesão comparada ao RelyX Luting®. Os autores concluíram neste estudo que o reembasamento do retentor intrarradicular reduz a linha de cimento resinoso

utilizado, conseqüentemente reduzindo a tensão de contração de polimerização que é associado à uma grande linha de cimentação. O comprimento do pino, o procedimento de reembasamento e o tipo de cimento empregado são fatores importantes para melhorar a retenção de pinos de fibra de vidro.

Pinos de fibra de vidro bem ajustados aos canais radiculares podem ser a escolha apropriada para dentes comprometidos endodonticamente. Da Costa *et al.* (2011) em um relato de 3 casos clínicos com 3 anos de acompanhamento clínico e radiográfico reportaram a restauração de dentes severamente comprometidos com pino de fibra de vidro personalizado. A fabricação deste pino foi realizada através de uma simples técnica indireta. O dente foi moldado e realizado um modelo e neste modelo o pino de fibra de vidro foi inserido com alguns feixes de fibra de vidro. O conjunto de feixes inseridos no modelo do conduto radicular previamente isolado foi fotopolimerizado por 30 segundos, cuidadosamente removido e fotopolimerizado fora do modelo e reinserido para verificar sua adaptação. O preparo do coroa foi realizado com resina laboratorial (Targis/ Vectris®) até criar um volume apropriado. O pino anatômico foi cimentado com cimento resinoso Rely X Arc ® e a coroa também foi cimentada com o mesmo cimento resinoso. Os dentes incluídos neste relato de caso foram um pré molar superior direito de um homem de 21 anos, um pré molar superior direito de uma mulher de 36 anos e um incisivo lateral superior direito de um homem de 48 anos. Os pacientes foram avaliados clinicamente e radiograficamente após 3 anos do tratamento. Foi avaliado a retenção deste pino anatômico e se ele foi capaz de resistir às forças mastigatórias sem deslocar-se ou fraturar a raiz. Todos os dentes mostraram adequadas condições clínicas e radiográficas sem fraturas ou desalojamento do retentor intrarradiular ou da coroa. Concluiu-se que o pino de fibra de vidro personalizado moldando a anatomia interna do canal, no presente relato de caso clínico, mostrou adequadas características clínicas e radiográficas após 3 anos de preservação. Esta técnica pode ser considerada efetiva, menos invasiva e apropriada para restaurar dentes endodonticamente tratados.

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar a resistência à fratura de raízes bovinas fragilizadas, com diferentes espessuras das paredes dentinárias, após a confecção de núcleos de preenchimento associados a pinos de fibra de vidro com ou sem reembasamento com resina composta. cimentação de pinos de fibra de vidro com ou sem reembasamento com resina composta .

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes.

Foram obtidos para este estudo 500 incisivos bovinos recém extraídos. Foram obtidas as medidas dos maiores diâmetros vestibulo-lingual (V-L) e méso-distal (M-D), através de um paquímetro digital (Figura 1). A partir desses valores foi determinado um valor médio para cada uma das raízes:

$$\text{Valor médio} = \frac{(\text{V-L}) + (\text{M-D})}{2}$$

Foram selecionadas 180 raízes com valores iguais ou com diferença máxima de $\pm 0,25\text{mm}$ de média, para que a quantidade de estrutura dental remanescente não interferisse nos resultados.

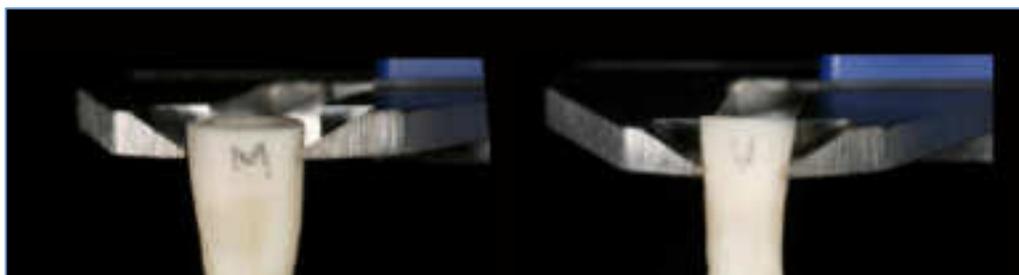


Figura 1: Medição do diâmetro vestibulo lingual e méso-distal das raízes.

4.1.2 Preparo dos corpos-de-prova.

4.1.3 Preparos Prévios

a) Secção dos dentes

Com auxílio de uma lapiseira com grafite n°.0,5 demarcou-se a junção cimento esmalte (Figura 2).



Figura 2: Marcação da (JCE).

Os dentes foram seccionados com máquina de corte Isomet 100 (Buehler Lake Bluff, IL, USA), de forma perpendicular ao longo eixo do dente e em plano reto, para padronizar os comprimentos das raízes (Figura 3). As coroas foram seccionadas 2 mm abaixo da junção cimento esmalte, posteriormente foi realizado outro corte 14 mm abaixo do primeiro corte, padronizando todas as raízes com 14 mm de comprimento (Figura 4).

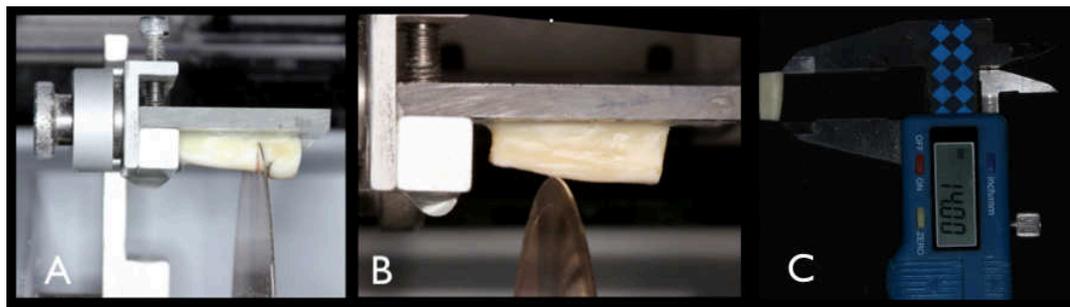


Figura 3: Padronização das raízes em 14 mm. A: Corte na Isomet 2 mm abaixo da JCE. B: Corte na Isomet 14mm abaixo do primeiro corte. C: Raíz com 14 mm.



Figura 4: Raízes padronizadas com 14 mm.

b) Tratamento endodôntico e padronização da fragilização das raízes.

O tecido pulpar foi removido com limas tipo K # 80 (Maillefer – Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil) (Figura 5). As raízes foram irrigadas com soro fisiológico usando-se a Clorexidina gel 2% como substância química auxiliar (Endogel-Itapetininga, SP- Brasil) .

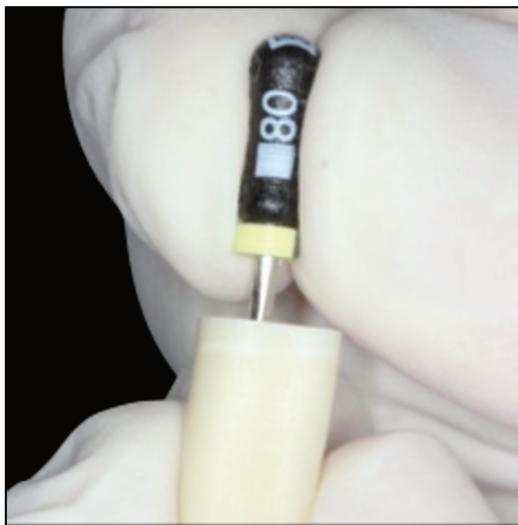


Figura 5: Remoção do tecido pulpar.

Foi realizada ampliação radicular para simular dentes fragilizados com 3 espessuras de dentina. As raízes foram divididas aleatoriamente em 3 grupos de 60 dentes cada. Sendo: Grupo1: raízes com 1 mm de espessura dentinária, Grupo2: raízes com 2 mm de espessura dentinária e Grupo3: grupo controle, sem fragilização das raízes.

Padronização da fragilização das raízes

Grupo 1: Inicialmente, com auxílio de uma sonda milimetrada (Hu-friedy, Chicago, Ill, USA) e lapiseira n°. 0,5 foi demarcado pontos a 1,0 mm da face externa das raízes na porção cervical e apical (Figura 6), os quais pontos foram unidos demarcando um remanescente de 1,0 mm (n=60).

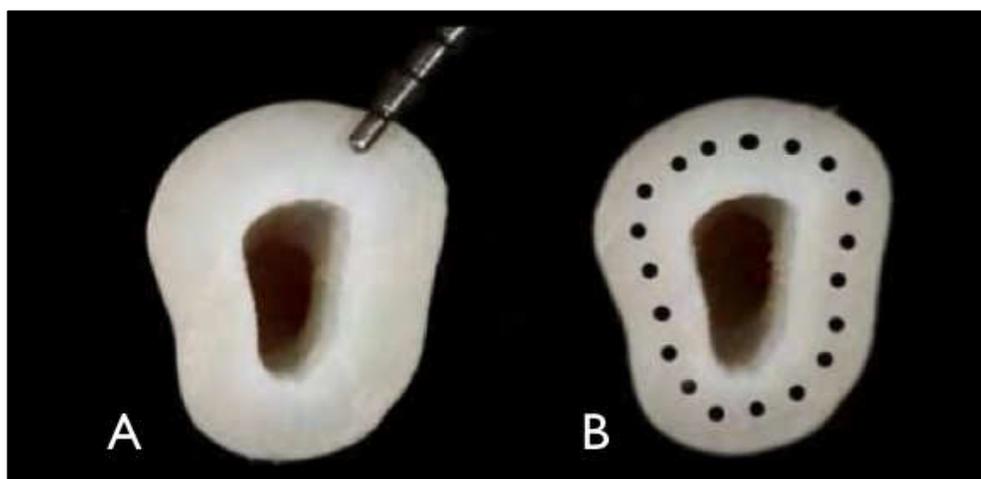


Figura 6: A: Medição a 1 mm da face externa das raízes na porção coronária. B: Pontos demarcados.

Grupo 2: Inicialmente, com auxílio de uma sonda milimetrada (Hu-friedy, Chicago, Ill, USA) e lapiseira n°.0,5 foi demarcado pontos a 2,0 mm da face externa das raízes na porção coronária e cervical, os quais pontos foram unidos demarcando um remanescente de 2,0 mm (n=60).

Posteriormente foi realizada a fragilização das raízes, penetrando uma

ponta diamantada esférica 1018 HL (KG Sorensen, Brasil) em alta rotação por toda extensão do canal radicular. Em seguida, com ponta diamantada tronco cônica de alto calibre 4137 (KG Sorensen, Brasil), os canais radiculares foram padronizando a espessura dos corpos – de - prova (Figura 7), deixando assim a espessura de 1,0 mm de dentina em todas raízes do Grupo 1 (Figura 8) e 2,0 mm, para o grupo 2 (Figura 9). Todas as espessuras das raízes foram aferidas com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Japan).

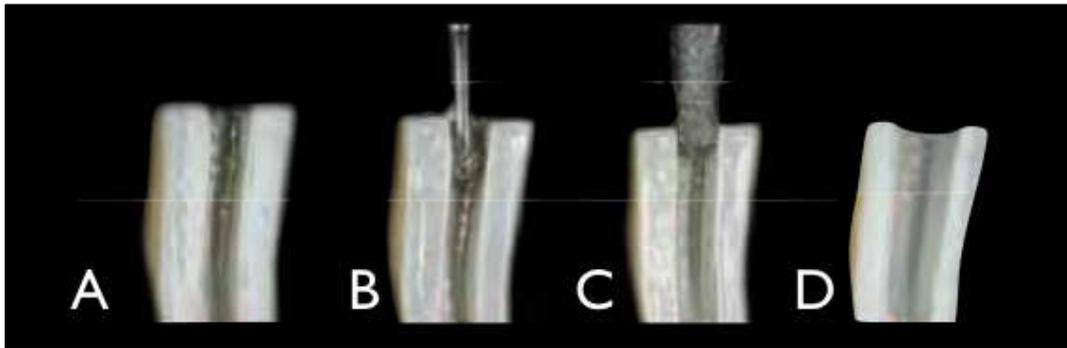


Figura 7: Padronização da fragilização das raízes. A: Raiz seccionada. B: Início da fragilização com ponta #1018. C: Fragilização com ponta diamantada #4137. D: Raíz fragilizada.

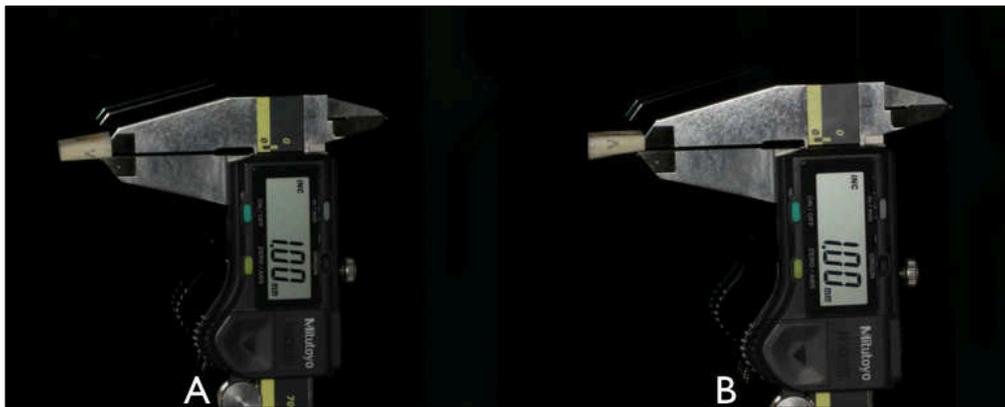


Figura 8: Aferição com paquímetro digital a padronização da fragilização das raízes do grupo 1. A: 1mm por cervical. B: 1mm por apical.



Figura 9: Aferição com paquímetro digital a padronização da fragilização das raízes do grupo 2. A: 2mm por cervical. B: 2 mm por apical.

Grupo 3: Controle, não foi realizado fragilização das raízes (n=60).

Os canais de todos os grupos foram lavados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente (Endpoints Indústria e Comércio Ltda., Paraíba do Sul, Brasil). Os 4 mm apicais foram selados com coltosol (Vigodente - Coltene company, Rio de Janeiro, RJ- Brasil) (Figura 10)

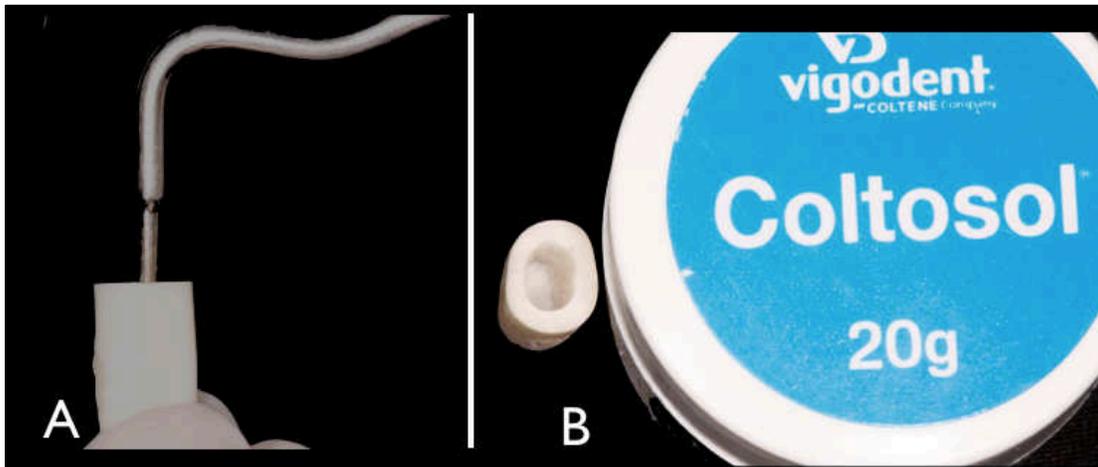


Figura 10: Selamento dos 4mm apicais com Coltosol. A: Inserção do Coltosol com condensador endodôntico. B: 4mm apicais selados com Coltosol.

c) Inclusão das raízes nos tubos de PVC

Cobertura das raízes com cera.

Para obter um espaço de $0,2 \pm 0,3$ mm em torno de toda a raiz, foi utilizada cera nº 7 (Duradent, USA – Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP – Brasil com o intuito de se obter o espaço a ser preenchido por poliéter (Impregum F – ESPE, Seefeld - Alemanha) para a simulação do ligamento periodontal.

Inicialmente demarcações a 3,0 mm da base cervical da raiz foram realizadas, para simular a distância biológica. A cera 7 foi aquecida a 80° C em banho maria, e o dente foi imerso em um rápido movimento (Figura 11). Os dentes foram imersos em água corrente para que a cera se solidificasse imediatamente, evitando o escoamento e formação de camadas irregulares (Figura 12).



Figura 11: Imersão da da raiz na cera aquecida.

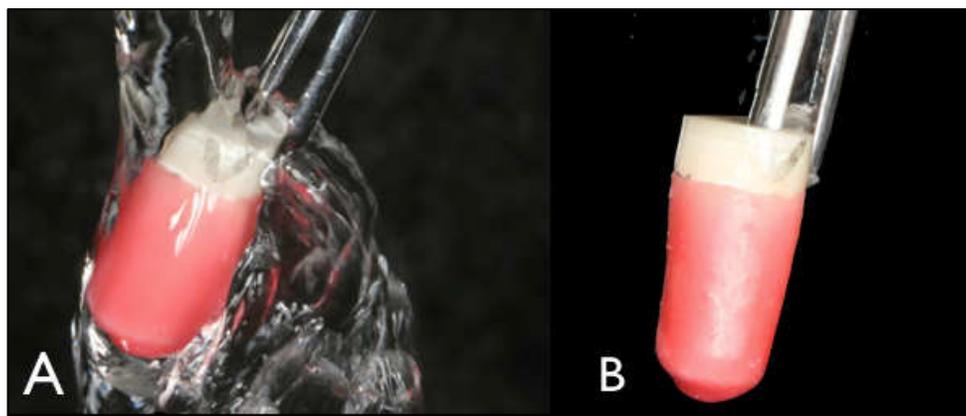


Figura 12: A Imersão da raiz em água corrente. B: Raiz coberta com cera.

Com base nas marcações feitas anteriormente nas raízes foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície radicular por meio de paquímetro digital. Quando a medida da camada de cera foi maior ou menor que $0,2 \pm 0,3$ mm propostos, toda a cera era removida e os passos repetidos até a obtenção da espessura correta.

Em seguida, lâminas de cera utilidade (Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP –Brasil), foram demarcadas com compasso de ponta seca, para que uma circunferência referente ao diâmetro do tubo de PVC (Tigre do Brasil, Osasco, SP – Brasil) fosse obtida. Cada raiz foi posicionada sobre a cera no centro da circunferência deixando expostos os 3,0 mm (Marchi *et al.*, 2008; Clavijo *et al.*, 2009) demarcados referentes às distâncias biológicas. As raízes foram estabilizadas em posição com um gotejador elétrico (Protts, São Paulo, SP – Brasil) (Figura 13).

O tubo de PVC $\frac{1}{2}$ polegada (Tigre do Brasil, Osasco, SP – Brasil) foi colocado sobre a demarcação na cera, e com o gotejador elétrico, foi vedada a parte externa do tubo para fixá-lo e não deixar a resina de poliestireno extravasar. A resina de poliestireno após manipulada foi inserida no tubo de PVC (Figura 14).

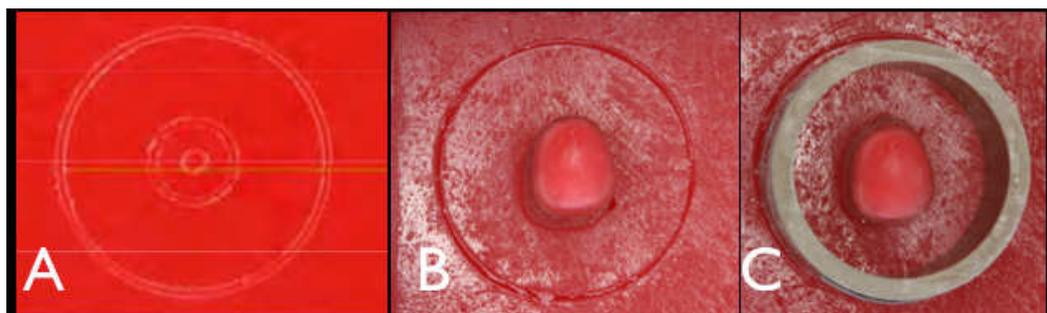


Figura 13: A: Circunferência referente o diâmetro do tubo de PVC realizada em cera com compasso de ponta seca; B: Estabilização da raiz na cera. C: Estabilização do tubo de PVC na cera.

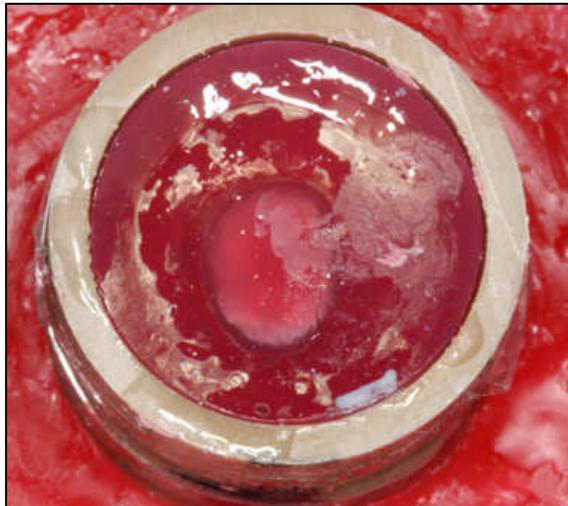


Figura 14: Resina inserida no tubo de PVC.

Após a polimerização da resina (Figura 15 A), foi realizado uma aferição em todos espécimes com auxílio de uma sonda periodontal para verificar se o espaço demarcado anteriormente (3,0 mm) estava correto (Figura 15 B). Posteriormente, a cera em torno das raízes e do interior do alvéolo artificial foi removida com água quente (Figura 15 C) e foi aplicado adesivo (Polyether Adesive, ESPE, Seefeld - Alemanha) na superfície externa das raízes. Foram aguardados 5 minutos para secagem do material. As pastas base e pasta catalisadora do material de moldagem (Impregum F – ESPE, Seefeld - Alemanha) foram manipuladas e as raízes inseridas no interior do alvéolo artificial para realizar a simulação do ligamento periodontal (Figura 16). Após a polimerização do material todo o excesso foi removido com lâmina de bisturi.

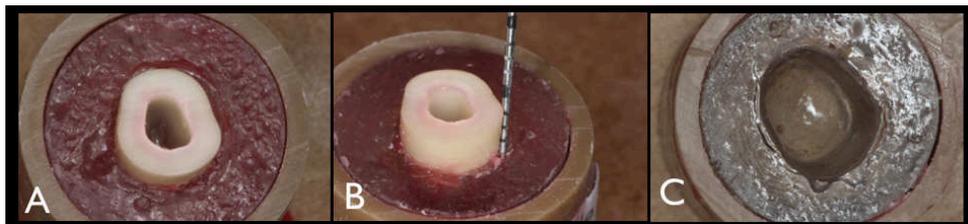


Figura 15: A: Resina polimerizada. B: Aferição do espaço referente a distância biológica (3mm). C: Espaço deixado referente a raiz.



Figura 16: A: Inserção da raiz após preenchimento do espaço com Impregum; B: ligamento periodontal simulado.

Depois de terminado o processo de inclusão das raízes nos tubos de PVC, os mesmos foram mantidos em condições úmidas no interior de recipientes hermeticamente fechados e armazenados em estufa a 37° C com 100% de umidade. Iniciou-se à constituição dos subgrupos distribuindo aleatoriamente as raízes, sendo Grupo PR: raízes restauradas com pino anatômico direto (pino de fibra + resina Grupo P: Raízes restauradas com pino de fibra de vidro somente de acordo com organograma da figura 17.

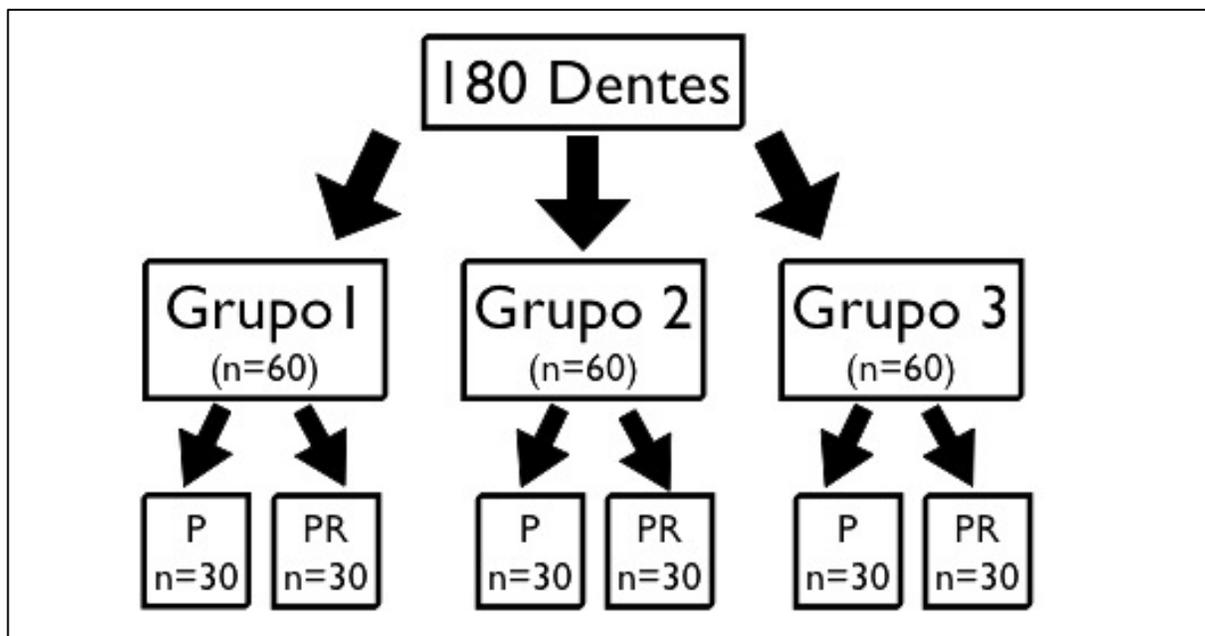


Figura 17: Organograma da divisão dos grupos experimentais.

Condicionamento dos pinos de fibra de vidro

Para este estudo foi utilizado o pino exacto translúcido número 2 (Angellus, Brasil). Todos os pinos de fibra de vidro, foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Condac 37- FGM, Brasil) por 60 segundos, lavados e secos. Em seguida foi aplicado o adesivo Adper Scotchbond Multi-Usso Plus (3M-ESPE, St.Paul, USA), seguido de leves jatos de ar para retirar os excessos e foi realizado fotoativação por 20 segundos.

Tratamento da dentina do canal radicular (independente do grupo)

Foi realizado o tratamento interno da dentina do canal radicular de todos os dentes, através de condicionamento com ácido fosfórico 37% (Condac 37- FGM, Brasil) por 15 segundos, lavagem com água em abundância e secagem com cones de papel absorvente, com o cuidado para não ressecar a dentina. Após o condicionamento ácido, foi aplicado o Ativador do Adper Scotchbond Multi-

Purpose (3M-ESPE, St. Paul, USA) (Figura 18) com aplicadores descartáveis (Microbrush, KG Sorensen, São Paulo, Brasil), seguido de uma suave secagem com jato de ar por 5 segundos e cones de papel absorvente para a eliminação do solvente e remoção dos excessos. Em seguida, aplicou-se, da mesma maneira, o primer do Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M-ESPE, St. Paul, USA) (Figura 18). Por fim, foi aplicado o Catalisador do mesmo sistema (Figura 18), volatilizando os solventes com jato de ar e cones de papel absorvente para remoção dos excessos.



Figura 18: Sistema adesivo Adper Scotchbond Multi-Purpose.

Confecção dos corpos de prova do Grupo Pino reembasado (PR) (n= 30 Grupo 1; n= 30 Grupo 2; n=30 Grupo 3)

Para o grupo PR, inicialmente o canal radicular dos espécimes (Figura: 19 A) foram lubrificadas com gel a base de natrosol e 01 pino de fibra de vidro condicionado foi inserido com resina composta (Figura 19 B) B1 Filtek Z-250. O conjunto (resina +pino) foi fotopolimerizado por 10 segundos no interior do canal radicular (Figura 19 C, D). Esse conjunto foi retirado (Figura 19 E) e a polimerização final foi feita por 40 segundos fora do remanescente radicular. Em

seguida, o conjunto resina + pino de fibra de vidro (pino anatômico) foi inserido no remanescente radicular para verificação da adaptação.

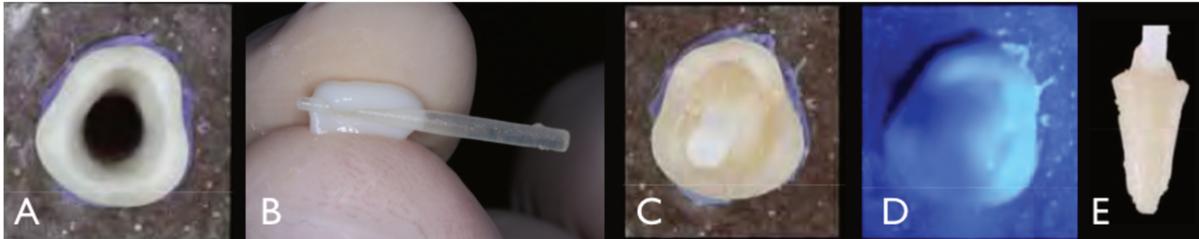


Figura 19 A: Raiz com ligamento periodontal simulado. B: Resina inserida no pino de fibra de vidro. C: Conjunto resina + pino inseridos na raiz. D: Fotopolimerização. E: Pino anatômico.

Após o teste de adaptação, o pino anatômico foi retirado e sua superfície foi tratada com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos, e lavada com *spray* de ar e água por 30 segundos e secos. Ao final, foi realizada a remoção do gel do interior do canal radicular com água destilada, secagem, condicionamento da dentina do canal radicular conforme descrito anteriormente e cimentação do pino anatômico.

O cimento resinoso Rely-X ARC (Figura 20) (3M-ESPE, St. Paul, USA) foi manipulado em um bloco de papel impermeável por 10 segundos e inserido no interior do conduto radicular com ponta tipo agulha (DFL, Brasil) (Figura 21 A) e seringa Centrix (DFL, Brasil) (Figura 21 B).

O pino foi posicionado no interior do canal e os excessos foram removidos com auxílio de sonda exploradora nº 5 (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil) e pincel descartável. Por fim, foi realizada fotoativação por 1 minuto na face vesibular e por 1 minuto na face lingual.



Figura 20: Cimento resinoso Rely-X ARC.

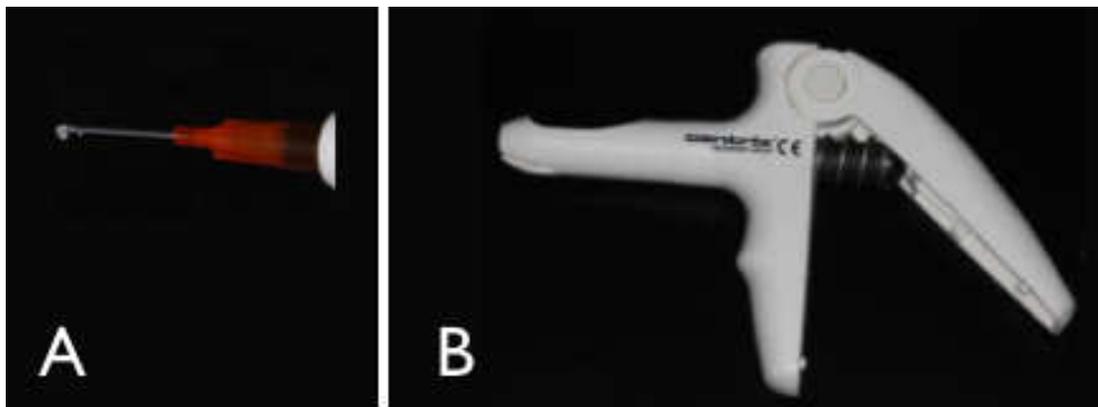


Figura 21: A: Ponta utilizada na seringa Centrix. B: Seringa Centrix.

A parte coronária (núcleo de preenchimento) de um dos espécimes foi criada com resina composta Filtek Z-250 (3M-ESPE, St. Paul, USA) pela técnica incremental. Em seguida, este núcleo de preenchimento foi moldado com silicone de adição Elite (Zhermack – Badio Polinese–Rovigo–Italy) e um modelo de gesso especial (Elite Rock-Zhermack – Badio Polinese–Rovigo–Italy) foi obtido (Figura 22 A). A partir desse modelo, uma matriz com resina acrílica incolor foi produzida (Figura 22 B) e servindo de molde para a confecção padronizada dos núcleos de preenchimento dos demais corpos - de - prova.

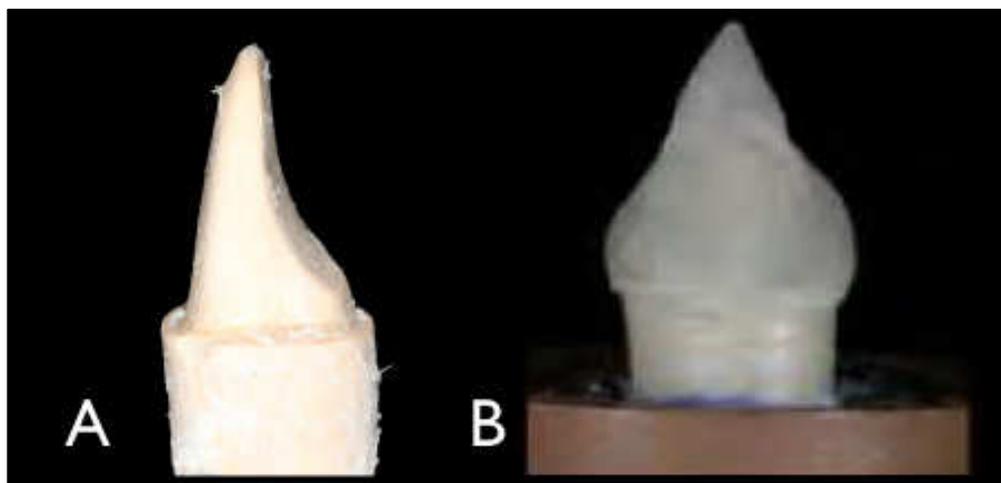


Figura 22: A: Modelo em gesso especial da parte coronária. B: Matriz com resina acrílica (guia para a confecção dos outros corpos de prova).

Confecção dos corpos de prova do Grupo Pino (P) (n= 30 Grupo 1; n= 30 Grupo 2; n= 30 Grupo Controle)

O cimento resinoso Rely-X ARC (3M-ESPE, St. Paul, USA) foi manipulado em um bloco de papel impermeável por 10 segundos e inserido no interior do conduto radicular com seringa Centrix. O pino condicionado foi posicionado no interior do canal de acordo com a Figura 23, os excessos foram removidos com auxílio de uma sonda exploradora n. 5 (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil) e pincel descartável.

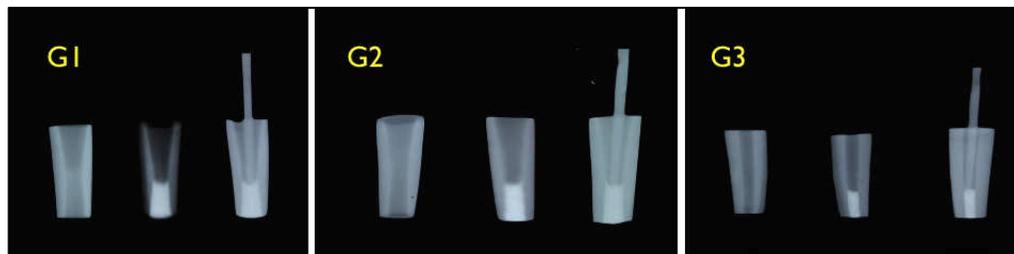


Figura 23: Exemplo de cimentação dos pinos nos grupos experimentais.

A parte coronária (núcleo de preenchimento) dos espécimes foi criada seguindo os mesmos passos descritos para o Grupo Pino reembasado (PR).

4.2 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Os corpos-de-prova foram embutidos em um dispositivo metálico de aço, de forma que o dispositivo acoplado no atuador superior da máquina de ensaios eletromecânicos EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figura 24) incidisse a força em ângulo de 135° (Figura 25) (Marchi *et al.*, 2008; Abo El-Ela *et al.*, 2008, Clavijo *et al.*, 2009; Kathuria *et al.*, 2011) em relação ao longo eixo das raízes. Utilizou-se um célula de carga de 5,0 kN para registrar a força máxima no momento da fratura ou falha. A máquina de ensaios mecânicos foi programada para empregar o carregamento compressivo com velocidade constante de 5,0 mm/min (Wilkinson *et al.*, 2007; Schmoldt *et al.*, 2011). Para a aplicação dessa

carga, uma ponta romba, com extremidade ativa em forma de cinzel, foi utilizada. A carga foi aplicada em um nicho padronizado na superfície lingual (L) n=90 (Figura 26) e na superfície vestibular (V) n=90 (Figura 27), 2,0 mm abaixo da borda incisal conforme organograma da figura 28 . Os valores de resistência máxima à fratura foram registrados em Newton (N).



Figura 24: Máquina de ensaios EMIC DL 2000.

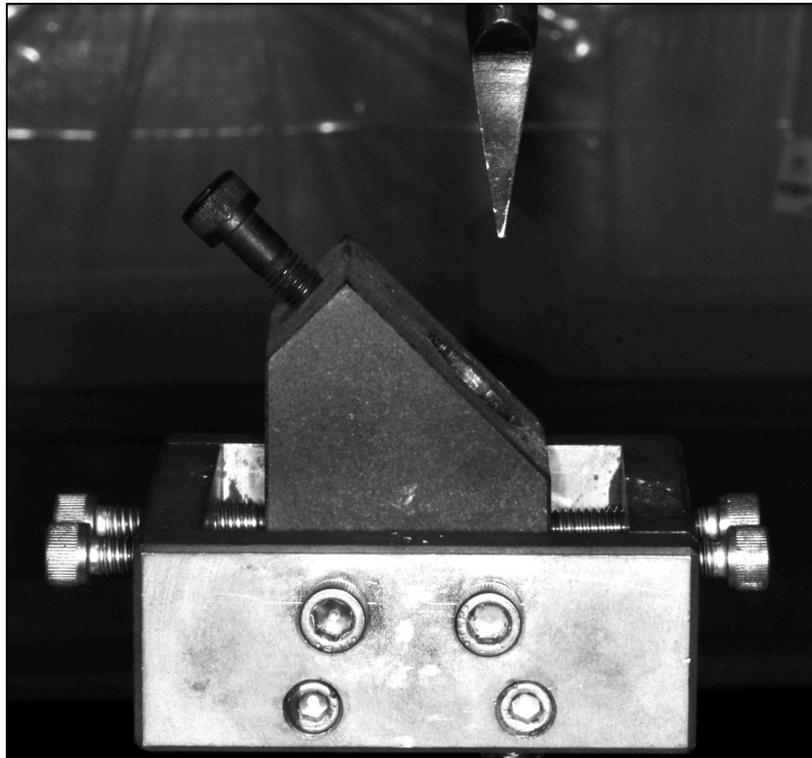


Figura 25: Dispositivos utilizados na máquina de ensaio mecânicos.

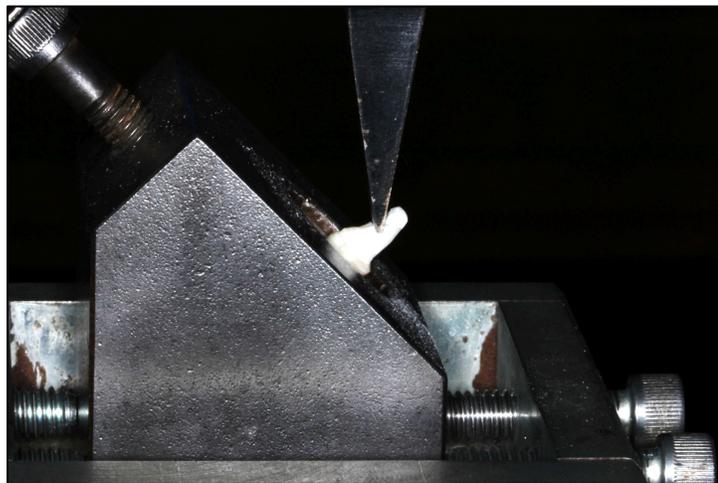


Figura 26: Aplicação da força 2,0 mm abaixo da incisal, sobre o nicho na face lingual..

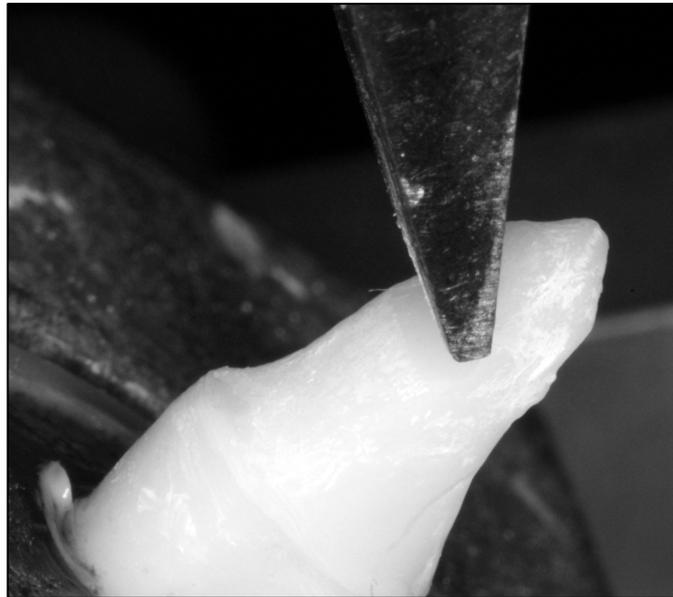


Figura 27: Aplicação da força 2,0 mm abaixo da incisal, sobre o nicho na face vestibular.

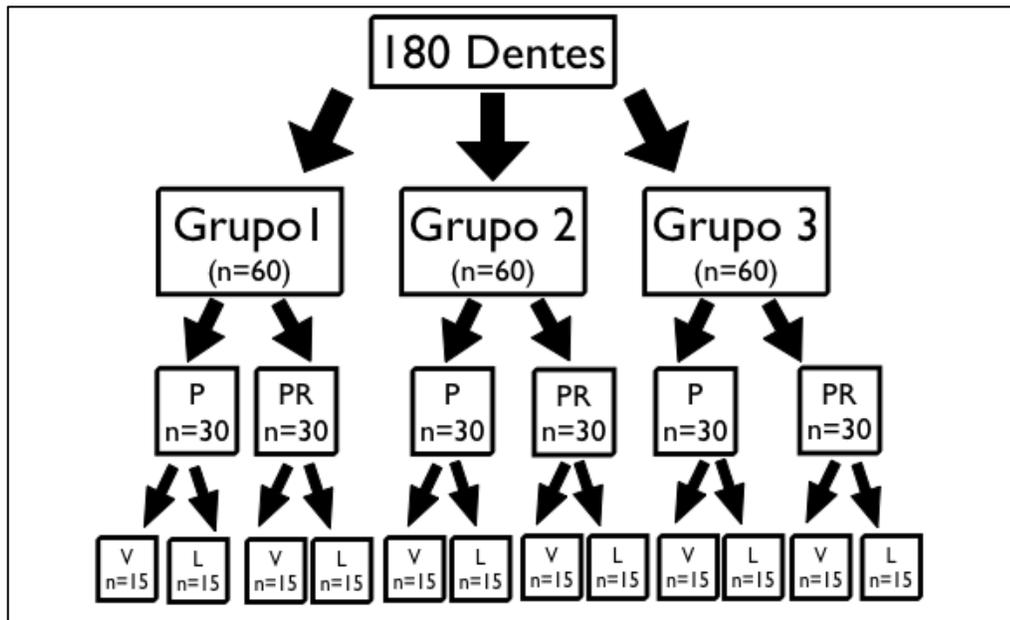


Figura 28: Organograma do delineamento experimental

4.3 Análise do padrão de fratura

Os dentes foram removidos da resina acrílica e o ligamento periodontal

simulado foi removido com cureta periodontal (Hu-friedy, Chicago, USA). Após a completa limpeza das raízes foram observados os padrões de fratura. As fraturas foram analisadas em microscópio clínico operatório (D'Arcangelo *et al.*, 2008) (ALL3, Alliance Microscopia, Brasil), sob magnificação de 6x e classificadas quanto ao potencial de reabilitação pós-fratura em favoráveis e desfavoráveis. Fraturas favoráveis foram definidas como aquelas localizadas até 1,0 mm abaixo do nível ósseo simulado. Já as desfavoráveis foram aquelas localizadas abaixo de 1,0mm do nível ósseo simulado (Clavijo *et al.*, 2009, Zicari *et al.*, 2012) (Figura 29).

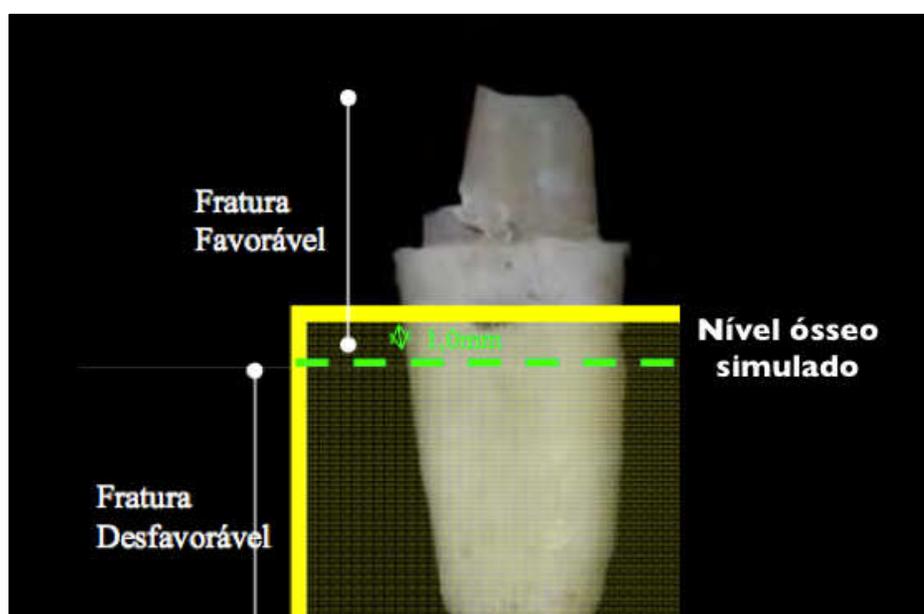


Figura 29: Critério utilizado para classificação das fraturas em favoráveis e desfavoráveis.

4.4 Análise estatística dos resultados

Os dados de resistência máxima à fratura obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. Já a incidência dos padrões de fratura foram analisados estatisticamente pelos testes de Kruskal-Wallis e Dunn. O nível de significância foi estabelecido em 5%.

5. RESULTADOS

5.1 Aplicação de força na face vestibular

A análise de variância (ANOVA) aplicada aos dados obtidos deste estudo mostrou não haver diferença estatística significativa entre os grupos avaliados ($p > 0,05$) com relação ao teste de resistência à fratura (Figura 30).

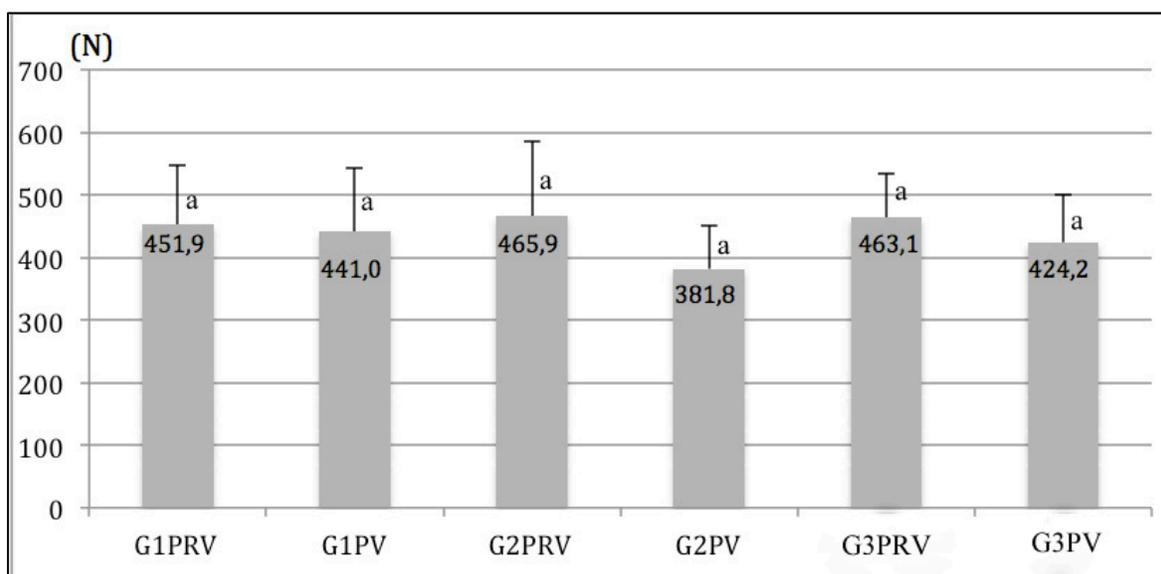


Figura 30: Valores médios em Newton (N) de resistência à fratura apresentada pelos grupos com aplicação de força a aplicação de força na face vestibular. Médias acompanhadas por letras diferentes apresentam diferença estatisticamente significativa ao nível e 5%.

5.1.1 Padrão de fratura

Tabela 1: Porcentagem de fratura radicular favorável com aplicação de força na face vestibular.

GRUPOS	Fratura raiz (%)	Favorável (%)
G1PR	53,33	87,5
G1P	53,33	100
G2PR	33,33	80
G2P	33,33	60
G3PR	40	83,33
G3P	33,33	80

Os dentes restaurados com pino de fibra de vidro reembasado (GPRV) apresentaram fratura radicular em 53,3% (G1); 33,33% (G2) e 40,00% (G3). Dentre os espécimes que tiveram a raiz fraturada, os grupos G1, G2 e G3 tiveram a incidência de fraturas favoráveis em 87,5%, 80% e 83,3%, respectivamente, não havendo diferença estatisticamente significativa.

Os dentes restaurados com pino e cimento resinoso apenas (GPV), apresentaram fratura radicular em 53,33%(G1) 33,33% (G2) e 33,33% (G3) dos casos. Dentre os espécimes que tiveram a raiz fraturada, os grupos G1, G2 e G3 tiveram a incidência de fraturas favoráveis em 100%, 60% e 80% dos casos, respectivamente, não havendo diferença estatisticamente significativa entre eles.

Tabela 2: Prognóstico das amostras após o teste de resistência à fratura com aplicação de força na face vestibular.

GRUPOS	Favorável	Desfavorável	Favorável (%)
G1PR	14	1	93,3
G1P	15	0	100
G2PR	14	1	93,3
G2P	13	2	86,66
G3PR	14	1	93,3
G3P	14	1	93,3

O prognóstico geral das amostras (fraturas que ocorreram em raiz, núcleo de preenchimento e retentor intrarradicular) após o teste de resistência à fratura foi considerado como favorável na maioria dos casos. Nos grupos G1PR , G2PR, G3PR e G3P houve apenas 1 espécime fraturado que foi considerado com padrão de falha desfavorável. Todos os padrões de falha do G1P1 foram considerados como favoráveis. O G2P apresentou 2 espécimes que foram classificados com fratura desfavorável .

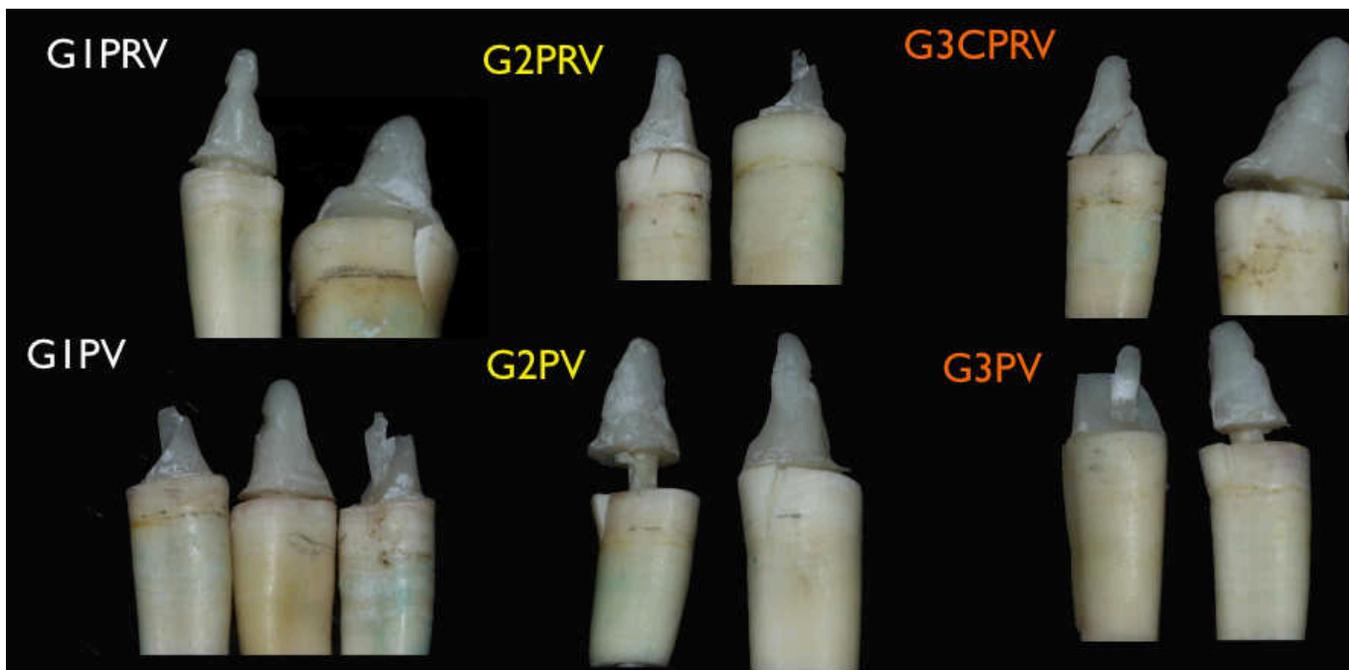


Figura 31: Padrão de fratura dos grupos testados após aplicação de força na face vestibular.

O padrão de fratura geral de todas as amostras restauradas com pinos de fibra de vidro foi classificado como favorável na maioria dos casos.

5.2 Aplicação de força na face lingual

O grupo G1PRL (500,5 N) apresentou resistência à fratura estatisticamente superior ($p < 0,05$) quando comparados aos grupos G2PL (391,2N) e G3PL (378,8N). Os demais grupos não apresentaram diferenças significantes entre si ($p > 0,05$) (Figura 32).

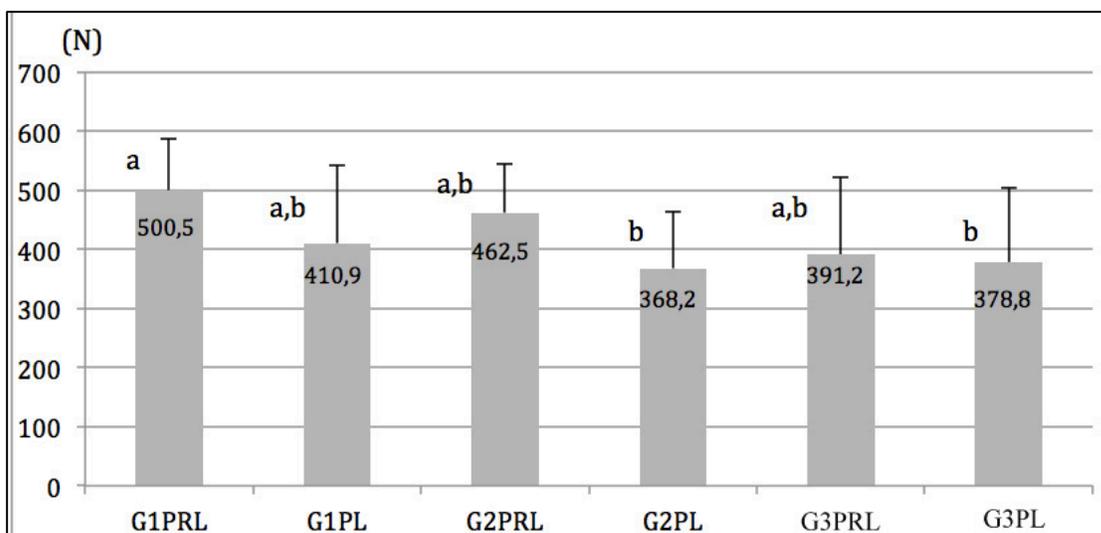


Figura 32: Valores médios em Newton (N) de resistência à fratura apresentada pelos grupos com aplicação de força na face lingual. Médias acompanhadas por letras diferentes apresentam diferença estatisticamente significativa ao nível e 5%.

5.2.1 Padrão de fratura

As raízes foram avaliadas quanto a presença ou não de fratura radicular. Quando houve fratura radicular, estas foram consideradas em favoráveis e desfavoráveis.

Tabela 3: Porcentagem de fratura radicular favorável com aplicação de Força na face lingual.

GRUPOS	Fratura raiz (%)	Favorável (%)
G1PRL	80 ^a	91,67
G1PL	80 ^a	66,67
G2PRL	20 ^{a,b}	100
G2PL	33.33 ^{a,b}	60
G3PRL	0 ^b	*
G3PL	20 ^{a,b}	100

Médias acompanhadas por letras diferentes apresentam diferença estatisticamente significativa ao nível e 5%.

O grupo G3PR (controle com pino reembasado) apresentou fraturas apenas nos núcleos de preenchimento, não havendo fraturas radiculares. Os grupos G2PR e o G3P apresentaram 20% dos espécimes com fraturas radiculares das quais, 100% foram classificadas como favoráveis para ambos os grupos.

O G1PRL e o G1PL apresentaram 80% dos espécimes com fraturas radiculares, das quais 91,67% e 66,67% foram classificadas como favoráveis, respectivamente. Dentre os espécimes que tiveram a raiz fraturada observou-se maior incidência de fraturas favoráveis nos casos com pinos reembasados.

Tabela 4: Prognóstico das amostras após o teste de resistência à fratura com aplicação de força na face lingual.

GRUPOS	Favorável	Desfavorável	Favorável (%)
G1PRL	14	1	90
G1PL	11	4	73,3
G2PRL	15	0	100
G2PL	13	2	86,66
G3PRL	15	0	100
G3PL	15	0	100

O prognóstico geral das amostras (fraturas que ocorreram em raiz, núcleo de preenchimento e retentor intrarradicular) após o teste de resistência à fratura foi considerado como favorável na maioria dos casos. No grupo G1PR houve apenas 1 espécime fraturado que foi considerado com padrão de falha desfavorável. Todos os padrões de falha dos grupos G2PR, G3PR, E G3P foram considerados como favoráveis. O G2P apresentou 2 espécimes que foram classificados com fratura desfavorável .

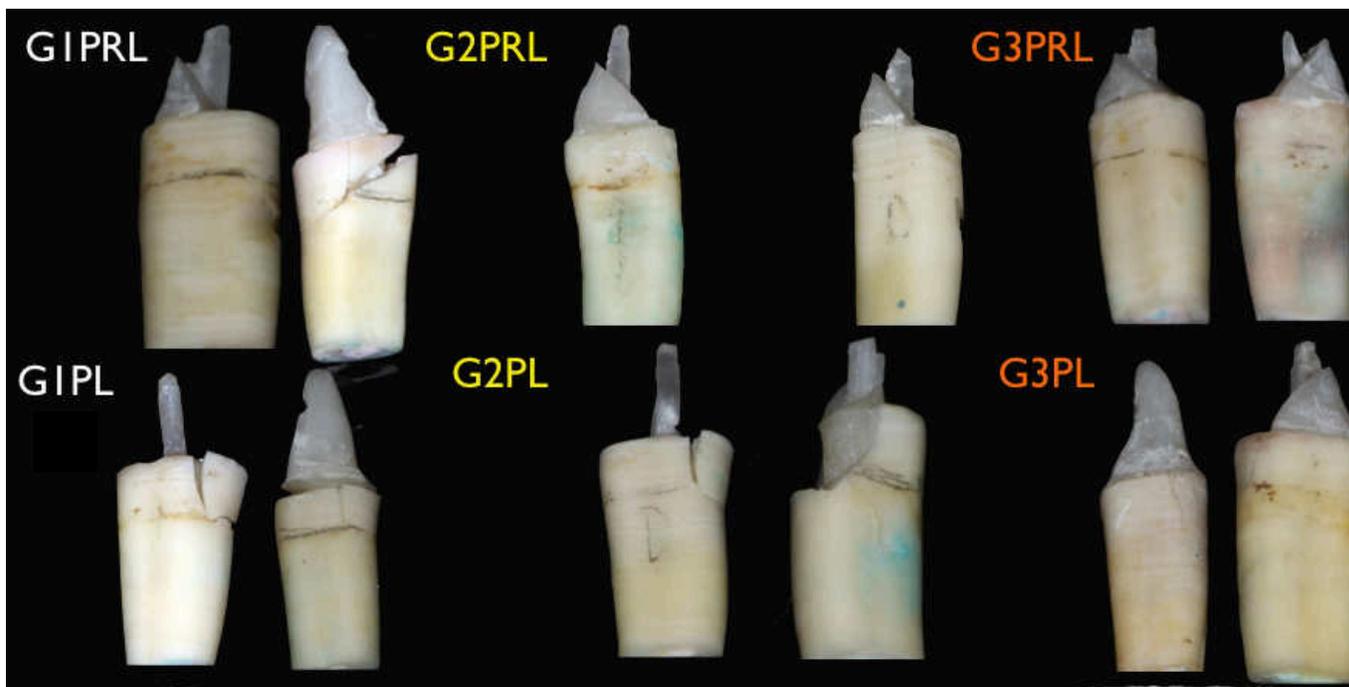


Figura 33: Padrão de fratura dos grupos testados com ensaio realizado na face vestibular

O padrão de fratura geral de todas as amostras restauradas com pinos de fibra de vidro foi classificado como favorável na maioria dos casos.

6. DISCUSSÃO

Avanços tecnológicos e a maior conscientização dos pacientes, têm aumentado a demanda pela manutenção dos elementos dentais, mesmo os severamente comprometidos, que antes eram indicados a exodontia (Sidoli *et al.*, 1999; Rosentritt *et al.*, 2000; Quintas *et al.*, 2000). Desta forma, a restauração de dentes com estrutura comprometida, muitos tratados endodonticamente, com materiais que possuem propriedades físicas e mecânicas similares à dentina se tornou um procedimento de rotina e importante da Odontologia restauradora. O uso conjunto de cimentos resinosos/sistema adesivos e pinos de fibra de vidro tem demonstrado melhor distribuição das forças ao longo da raiz, contribuindo assim para a preservação da estrutura remanescente de dentes comprometidos (Martinez - Insua *et al.*, 1998; Akkayan *et al.*, 2002). Os benefícios destes materiais aliados ao aumento na exigência estética pelos pacientes popularizam o uso de pinos e coras *metal free* (Nakamura *et al.*, 2000; Newman *et al.*, 2003; Clavijo *et al.*, 2006).

Alguns autores afirmaram que os retentores intrarradiculares não fortalecem o remanescente dentário, e que os pinos são necessários em caso de perda substancial da estrutura dental apenas para proporcionar retenção mecânica ao núcleo de preenchimento, sem aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais (Sivers *et al.*, 1992; Zogheib *et al.*, 2011). Outros pesquisadores observaram que a resistência à fratura de dentes com tratamento endodôntico aumentou quando estes foram restaurados com retentores intrarradiculares, quando comparados com dentes que possuíam somente tratamento endodôntico convencional com guta-percha (Carvalho *et al.*, 2005; D'Arcangelo *et al.*, 2008; Schmoldt *et al.*, 2011) e também em relação a dentes que receberam preenchimento intrarradicular com MTA (Wilkinson *et al.*, 2007; Bortoluzzi *et al.*, 2007; Schmoldt *et al.*, 2011).

Sabe-se que os materiais utilizados para confecção dos retentores intrarradiculares afetam o prognóstico da incidência de fraturas dos elementos dentais tratados. Materiais metálicos e materiais com elevado módulo de elasticidade, como a cerâmica, podem causar fraturas irreversíveis, ou desfavoráveis, as quais impossibilitam nova restauração dos elementos dentais (Sorensen *et al.*, 1990; Heydeck *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003; Clavijo *et al.*, 2009; Hedge *et al.*, 2012; Kaya & Ergun 2012). Retentores intrarradiculares não metálicos como os pinos reforçados por fibras de vidro, são menos rígidos, permitindo melhor distribuição do estresse mastigatório e assim, prevenindo fraturas radiculares desfavoráveis (Cormier *et al.*, 2001; Heydeck *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003; Maccari *et al.*, 2007; Abol El – Ela *et al.*, 2008; Clavijo *et al.*, 2009; Fukui *et al.*, 2009; Schmoldt *et al.*, 2011; Hedge *et al.*, 2012; Kaya & Ergun 2012; Mortazavi *et al.*, 2012; Jindal *et al.*, 2012).

Estudos anteriores avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores intrarradiculares, mas com aplicação de forças exclusivamente na face lingual dos espécimes testados (Sorensen *et al.*, 1990; Cormier *et al.*, 2001; Heideck *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003; Carvalho *et al.*, 2005; Maccar *et al.*, 2007; Wilknsen *et al.*, 2007; Bortolucci *et al.*, 2007; D'Arcangelo *et al.*, 2008; Marchi *et al.*, 2008; Kivanç *et al.*, 2009; Clavijo *et al.*, 2009; Hemalatha *et al.*, 2009; Fukui *et al.*, 2009; Scmoldt *et al.*, 2011; Zogheib *et al.*, 2011; Hedge *et al.*, 2012; Kaya & Ergun 2012; Zicari *et al.*, 2012; Jindal *et al.*, 2012; Ambica *et al.*, 2013). No presente estudo optou-se pela aplicação de força também na face vestibular para simular um possível trauma com esta incidência. Observou-se que todas as amostras apresentaram significativa resistência à fratura com médias que variaram a 465,9N no G2PR, a 381,8N no G2PV, porém sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Figura 30).

No presente estudo analisou-se também a resistência à fratura de raízes fragilizadas com espessura de 2 mm de dentina remanescente, 1 mm de dentina remanescente e raízes sem fragilização. No teste com força aplicada pela vestibular, a espessura de dentina não comprometeu a resistência à fratura dos diversos grupos testados, independentemente da técnica utilizada para a confecção do retentor intrarradicular. Este resultado está de acordo com outros estudos que testaram a resistência à fratura com diversas espessuras de dentina (Sorensen *et al.*, 1990; Newman *et al.*, 2003) embora haja os que demonstraram que a resistência à fratura esteja diretamente relacionada com a quantidade de estrutura dentária remanescente (Marchi *et al.*, 2008; Kivanç *et al.*, 2009). Interessantemente no teste realizado pela face lingual o G1PR apresentou a maior média de resistência à fratura, diferindo estatisticamente do do G2P e do G3P, neste caso o grupo com menor espessura de remanescente radicular (1 mm) apresentou maior resistência a fratura do que os outros grupos (2mm, sem fragilização), Entretanto as metodologias aplicadas possuem algumas diferenças em todos estudos avaliados de resistência à fratura.

Com aplicação de força na face lingual, a maior resistência à fratura foi observada no G1PR, ou seja, dentes com 1 mm de espessura dentinária restaurados com retentor de fibra de vidro reembasado com resina composta. Isto pode ter ocorrido pelo maior volume de resina composta presente no interior dos canais radiculares, no lugar do cimento resinoso, reforçando as paredes dentinárias e promovendo assim maior resistência à fratura. Isto pode ser devido a propriedade mecânica da resina composta ter sido testada e resistido à fratura antes da carga afetar a raiz. Este achado está de acordo com outros estudos que relataram o preenchimento dos canais radiculares com resina composta como benéfico para dentes tratados endodonticamente (Carvalho *et al.*, 2005; Gonçalves *et al.*, 2006; Wilkenson *et al.*, 2007; Kivanç *et al.*, 2009; Schmoldt *et al.*, 2011). Além do preenchimento de canais radiculares com resina composta outros autores já relatam os benefícios de retentores realizados com dentina (Kathuria *et*

al., 2011, Ambica *et al.*, 2013) porém ainda não existe estudos clínicos que avaliaram o emprego destes retentores a base de dentina.

Com relação ao prognóstico das raízes após a fratura no teste de resistência foi verificada grande porcentagem de fraturas favoráveis após os testes tanto por lingual quanto vestibular, independentemente do reembasamento do retentor intrarradicular. Houve predomínio de fraturas no material de preenchimento em relação às fraturas radiculares. Nos casos em que houve fratura das raízes, a maioria manteve a possibilidade de restauração (fraturas favoráveis), o que está de acordo com a literatura (Cormier *et al.*, 2001; Newman *et al.*, 2003; Maccari *et al.*, 2007; Clavijo *et al.*, 2009; Scmoltd *et al.*, 2011; Hedge *et al.*, 2012; Kaya & Ergun 2012; Mortazavi *et al.*, 2012; Jindal *et al.*, 2012) este resultado pode ter sido obtido, pois esses retentores intrarradiculares são menos rígidos e permitem uma melhor distribuição da tensão ao longo das raízes. A literatura também relata que o material do preenchimento radicular afeta o prognóstico das raízes no teste de resistência à fratura, materiais com um elevado módulo de elasticidades como os NMFs e pinos cerâmicos apresentam um pior prognóstico no teste de resistência à fratura, aumentando a probabilidade de falhas irreversíveis ou catastróficas (Sorensen *et al.*, 1990; Heydeck *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003; Clavijo *et al.*, 2009; Hedge *et al.*, 2012; Kaya & Ergun 2012).

Nesse estudo teve-se o cuidado de realizar um nicho na faces (vestibular e lingual), 2 mm abaixo d incisal para padronização e estabilização do local de incidência da carga compressiva. Isto resultou em uma homogeneidade dos resultados.

No presente estudo dentre os espécimes que tiveram raízes fraturadas, observou-se maior incidência de fraturas favoráveis nos casos com pinos reembasados. Trabalhos anteriores afirmaram que quando pinos são unidos adesivamente à dentina radicular, pino, cimento e dentina tendem a formar um

monobloco, comportando-se como uma unidade com melhor distribuição dos estresses (Martinez – Insua *et al.*, 1998; Sidoli *et al.*, 1997; Pilo *et al.*, 2002; Lanza *et al.*, 2005). Além disso, os pinos de fibra de vidro reembasados com resina fazem com que haja redução na linha de cimentação que pode diminuir o estresse de polimerização e aumentar a longevidade da adesão, aumentando a longevidade da restauração (Macedo *et al.*, 2010).

Além disso, nesse trabalho, as raízes foram utilizadas em uma condição limítrofe, sem efeito férula e ausência de remanescente dentário, mesmo assim obteve-se um padrão de fratura considerado como favorável na maioria dos casos, muitas vezes com ausência de fratura radicular, e nos casos em que houve fratura radicular, essas na maioria dos casos foram consideradas como favoráveis, passíveis de serem restauradas. Talvez se tivéssemos utilizado um remanescente dental, poderíamos ter fraturas somente na região cervical.

É importante afirmar que os achados deste estudo devem ser interpretados cuidadosamente, considerando os limites naturais de um ensaio laboratorial, que não reproduz todas as variações encontradas na cavidade oral. Desta forma faz-se necessário mais investigações laboratoriais e posteriormente estudos clínicos comparando técnicas e materiais utilizados como substitutos dentinários em remanescentes fragilizados.

7. CONCLUSÃO

Com as limitações do presente estudo *in vitro* pode –se concluir que:

1. Não houve diferenças estatisticamente significante entre os grupos e técnica de confecção do retentor intrarradicular com aplicação de carga na face vestibular.

2. As diferentes espessuras de dentina não interferiram na resistência à fratura, sugerindo que dentes com paredes fragilizadas são passíveis de serem restaurados.

3. Independentemente da técnica de confecção dos núcleos de preenchimento, a maioria das fraturas radiculares foram consideradas favoráveis, passíveis de restauração.

REFERÊNCIAS*

- Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. *J Can Dent Assoc.* 2008 Jun;74(5):441.
- Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):431-7.
- Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative Evaluation of Fracture Resistance under Static and Fatigue Loading of Endodontically Treated Teeth Restored with Carbon Fiber Posts, Glass Fiber Posts, and an Experimental Dentin Post System: An In Vitro Study. *J Endod.* 2013 Jan;39(1):96-100
- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999 May;27(4):275-8.
- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):565-7.
- Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J.* 2007 Sep;40(9):684-91.
- Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol.* 2005 Jun;21(3):155-9.
- Cheung W. A review of the management of endotically treated teeth: post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611-619.
- Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17(6):574-8
- Clavijo VGR, Souza NC, Andrade MF, Susin AH. Pinos anatômicos uma nova perspectiva clínica. *R Dental Press Estet.* 2006 Jul/Set;3(3):100-121.
- Clavijo, VG, Monsano R, Calixto, LR, Kabbach W., Clavijo EMA, Andrade MF. Reabilitação de dentes tratados endonticamente com pinos anatômicos indiretos de fibra de vidro. *Revista Dental Press de Estética (Maringá).* 2008 (5):31 - 49.
- Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001 Mar;10(1):26-36.

D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Zazzeroni S, Ciampoli C, D'Amario M. In vitro fracture resistance and deflection of pulpless teeth restored with fiber posts and prepared for veneers. *J Endod.* 2008 Jul;34(7):838-41.

da Costa RG, de Morais EC, Leão MP, Bindo MJ, Campos EA, Correr GM. Three-year follow up of customized glass fiber esthetic posts. *Eur J Dent.* 2011 Jan;5(1):107-12.

Dias de Souza GM, Pereira GD, Dias CT, Paulillo LA. Fracture resistance of teeth restored with the bonded amalgam technique. *Operative Dentistry.* 2001 Sep-Oct;26(5):511-5.

Dias de Souza GM, Pereira GD, Dias CT, Paulillo LA. Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Operative Dentistry.* 2002 Jul-Aug;27(4):349-53.

Ferrari M, Vichi A, Mannoci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000; 13: 9B-13B.

Fradeani M, Aquilano A, Barducci G. Aesthetic restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999 Sep;11(7):761-8; quiz 770

Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am* 2001;45:103-16.

Fukui Y, Komada W, Yoshida K, Otake S, Okada D, Miura H. Effect of reinforcement with resin composite on fracture strength of structurally compromised roots. *Dental Materials Journal* 2009; 28(5): 602–609

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

Goncalves 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 Nov;96(5):339-44.

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* 2005; Feb;21(2):75-82.

Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent.* 2003; Fall;5(3):243-7.

Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992; Apr;67(4):458-67.

Hegde J, Ramakrishna, Bashetty K, Sirekha, Lekha, Champa. An in vitro evaluation of fracture strength of endodontically treated teeth with simulated flared

root canals restored with different post and core systems. *J Conserv Dent*. 2012 Jul;15(3):223-7.

Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub SS. Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using Resilon and Ribbond as root reinforcements--an in vitro study. *Dent Traumatol*. 2009 Aug;25(4):433-8.

Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):438-45

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different posts and core systems: an in vitro study. *J Dent*. 2002; Aug;29(6):427-33.

Hommez GM, Coppens CR, De Moor RJ. Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *Int Endod J*. 2002 Aug;35(8):680-9.

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

Jindal S, Jindal R, Mahajan S, Dua R, Jain N, Sharma S. In vitro evaluation of the effect of post system and length on the fracture resistance of endodontically treated human anterior teeth. *Clin Oral Investig*. 2012 Dec;16(6):1627-33.

Kathuria A, Kavitha M, Khetarpal S. Ex vivo fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors restored with fiber-reinforced composite posts and experimental dentin posts. *J Conserv Dent*. 2011 Oct;14(4):401-5.

Kaya BM, Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand*. 2012 Nov 20: 1-8.

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;17:599-609.

Kivanç BH, Alaçam T, Ulusoy OI, Genç O, Görgül G. Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems. *Int Endod J*. 2009 Nov;42(11):997-1003.

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 Aug;21(8):709-15.

Lassila LP, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004; Jan;20(1):29-36.

Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnet Jr LH, Shinkay RS. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Flared Root Canals and Restored with

Different Post Systems. *J Esthet Restor Dent* 2007;19(1):30-6; discussion 37.

Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod.* 2010; 36: 1543-6.

Marchi GM, Mitsui FH, Cavalcanti AN. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *Int Endod J.* 2008 Nov;41(11):969-76.

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

Mindiola MJ, Mickel AK, Sami C, Jones JJ, Lalumandier JA, Nelson SS. J Endod. Endodontic treatment in an American Indian population: a 10-year retrospective study. *J Endod.* 2006 Sep;32(9):828-32.

Mortazavi V, Fathi M, Katiraei N, Shahnaseri S, Badrian H, Khalighinejad N. Fracture resistance of structurally compromised and normal endodontically treated teeth restored with different post systems: An in vitro study. *Dent Res J (Isfahan).* 2012 Mar;9(2):185-91

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003 Apr;89(4):360-7.

Perel M.L, Muroff F.I. Clinical criteria for posts and cores. *J prosth. Dent.* 1972; 28: 405-11.

Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 88(3):302–6.

Pini M, Wiskott HW, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodontal Res.* 2002 Aug;37(4):237-44.

Quintas AF, Dinato JC, Bottino MA. Aesthetic posts and cores for metal- free restoration of endodontically treated teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000;12:875-84.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.* 2001 May;28(5):425-32.

Rivera E, Yamaucchi G, Chandler G, Bergenholtz G. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. *J Endodon* 1988;14:195–201.

Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture

strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000 Jul;27(7):595-601.

Schmoldt SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE, Yaccino JM. Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *J Endod*. 2011 Oct;37(10):1390-3. doi: 10.1016/j.joen.2011.07.001. Epub 2011 Aug 19.

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

Scotti R, Ferrari M. Pinos de fibra: Considerações teóricas e aplicações clínicas. 1.ed. São Paulo (BR): Artes Médicas. 2003. 132p.

Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997 Jul;78(1):5-9.

Sieber C. A key to enhancing natural esthetics in anterior restorations: the light-optical behavior of Spinell luminaries. *J Esthet Dent*. 1996;8(3):101-6.

Sivers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992; Jul;36(3):631-50.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M (2004) Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*. 2004 Apr;35(4):281-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.

Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990 Oct;64(4):419-24.

Terry DA. Restoring the intraradicular space with direct composite resins: fiber-reinforced post-and-core system. *Pract Proced Aestht Dent*. 2004 Jul;16(6):445-7.

Velmurugan N, Parameswaran A. Custom-made resin post and core. *Oper Dent*. 2004 Jan-Feb;29(1):112-4.

Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000; 83(4):412-7.

Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod*. 2007 Apr;33(4):480-3. Epub 2007 Jan 22.

Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Weselink PR. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosthet Dent* 1998 Mar;79(3):264-9.

Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2012 Apr;40(4):312-21.

Zogheib LV, Saavedra Gde S, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MA. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci.* 2011 Nov-Dec;19(6):648-54.