

PAULO CÉSAR DE FREITAS SANTOS FILHO

**Influência da extensão e tipo de retentor intra-radicular
na deformação e resistência à fratura de dentes
tratados endodonticamente**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Paulo César de Freitas Santos Filho

Influência da extensão e tipo
de retentor intra-radicular
na deformação e resistência à fratura
de dentes tratados endodonticamente

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide

UBERLÂNDIA – MG

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- S237i Santos Filho, Paulo César de Freitas, 1983-
Influência da extensão e tipo de retentor intra-radicular na deformação e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente / Paulo César de Freitas Santos Filho. - 2007.
112 f. : il.
- Orientador: Carlos José Soares.
Co-orientador: Henner Alberto Gomide.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.
1. Materiais dentários - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Gomide, Henner Alberto. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 615.46

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Paulo César de Freitas Santos Filho

**Influência da extensão e tipo de retentor intra-radicular na deformação e
resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide

Banca Examinadora:

Uberlândia, 16 de Fevereiro de 2007.

Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto- UFU

Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins – FOP/UNICAMP

DEDICATÓRIA

À Deus,

Obrigado Senhor pelo amparo nos momentos de dificuldade,
e pela luz que puseste em meu caminho a cada novo dia.

Aos meus pais, Paulo César e Silvânia,

Obrigado Pai e Mãe! Por todo amor e dedicação a minha vida
e aos meus objetivos; por todos os conselhos e pelo apoio
incondicional. Devo esta conquista a vocês pelo grande
esforço, trabalho e suor que sempre estiveram presentes
durante toda minha criação. Vocês são exemplo de superação
de dificuldades e esta conquista é consequência do que
plantaram. Amo muito vocês e quero que saibam que tiveram
participação significativa nessa conquista.

Aos meus irmãos, Rodrigo e Fernanda,

Tenho orgulho de ter vocês como irmãos. Amo vocês e
agradeço pelo carinho e paciência que tiveram comigo
durante essa etapa.

À minha família,

Especialmente à minha avó Elzy e aos meus avós Alberto e
Olga, os quais de alguma forma estiveram presentes nessa
caminhada. Agradeço pelas orações e pelo amor.

Ao meu amor, Carol,

Obrigado minha linda! Todos estes anos que passamos juntos só me fizeram te admirar e amar cada dia mais. Obrigado pelo companheirismo demonstrado a cada dia, pela cumplicidade, pela paciência e pela presença ao meu lado. Sua importância nesta conquista foi marcada a cada dia. Muito obrigado por estar ao meu lado! Te amo!

Aos meus sogros, José Gaspar e Maria Clara,

Que muitas vezes se posicionaram em minha vida como pais. Obrigado pelo respeito, confiança e amor que têm comigo desde o primeiro encontro. Vocês fazem parte dessa conquista.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares,

Obrigado pela honrosa orientação no mestrado. Serei eternamente grato por todas as oportunidades que me proporcionou e pela confiança que sempre depositou em mim. Hoje estou preparado para seguir adiante porque tive ao meu lado uma pessoa que me apoiou e me ensinou, acima de tudo, amar minha profissão. Tenho orgulho de ser seu orientado. Tenho em você além de um exemplo a ser seguido, um grande amigo, por todas as conversas e decisões que tomamos juntos. Agradeço pela dedicação incondicional para com a minha formação desde a iniciação científica até os dias de hoje. Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

Agradeço pela oportunidade de compartilhar conhecimentos, inicialmente distantes, com uma pessoa sábia e extremamente dedicada.

Ao Prof. Ms. Paulo Cézar Simamoto Júnior e seus alunos,

Obrigado pelo auxílio indispensável durante a realização da parte experimental deste trabalho, demonstrando sempre disposição e comprometimento.

Aos Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, Prof. Dr. Flávio Domingues Neves, Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Dr. Roberto Elias Campos, Prof. Ms. Nelson Moreira Filho

Todos vocês são exemplos de profissionalismo e competência. Diante disso agradeço a vocês, professores e amigos, pelo enriquecimento deste trabalho. Especialmente ao Prof. Alfredo, agradeço pela dedicação como diretor da Faculdade que me formei e cursei meu mestrado.

Aos meus amigos Murilo e Paulo Vinícius,

Pelo crescimento pessoal e profissional que vivemos ainda hoje e pela grande amizade criada nestes anos. Agradeço também pelo companheirismo e confiança durante desafios pessoais que compartilhamos.

Aos meus amigos Hugo e Rodrigo,

Por todos os momentos no processo de aprendizagem que passamos juntos. Obrigado também por todas as conversas e apoio durante essa conquista.

Ao meu cunhado e amigo Dudu,

Agradeço pela relação de amizade e confiança que se estabeleceu desde o começo. Você é um exemplo de seriedade e compromisso com seus objetivos.

À minha amiga Priscilla,

Pela confiança e respeito a mim dedicados durante todos os meus feitos. Obrigado também, pelo companheirismo durante o nosso mestrado.

Às amigas Carol Assaf, Ellyne, Gisele, Janaína, Natércia e Veridiana,

Colegas de mestrado que me acompanharam de alguma forma durante a realização deste trabalho. Agradeço por toda a torcida pelo dia de hoje.

Aos alunos da graduação, alunos de iniciação científica e demais amigos da Dentística,

Vocês foram importantes e contribuíram muito em todo o meu aprendizado e caminhada durante estes anos. Cada um de vocês teve uma participação especial nesse processo que se concretiza. Obrigado pela atenção e carinho.

À Abigail,

Que sempre atendeu minhas necessidades com atenção e paciência. Obrigado pela dedicação.

Ao Sr. Advaldo,

Agradeço pelos conhecimentos compartilhados durante a realização deste trabalho, necessários para seu sucesso.

Ao Nelson,

Pela ajuda indispensável para conclusão deste trabalho. Agradeço pela dedicação e disposição em ajudar.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Pela minha qualificada formação durante a graduação e pós-graduação. Orgulho-me de receber o título de mestre nesta instituição.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia,

Pela oportunidade de associar e compartilhar conhecimentos fundamentais para minha completa formação.

À Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia,

Que disponibilizou o laboratório de prótese dentária para confecção de parte fundamental para realização experimental deste estudo.

À FAPEMIG,

Pelo apoio ao Projeto de pesquisa que sem a ajuda, dificilmente realizaria este trabalho.

À CAPES,

Pela concessão de bolsa, a qual teve extrema importância na realização desse mestrado.

Aos fabricantes de produtos odontológicos (Ângelus, 3M-Espe),

Que disponibilizaram seus materiais que foram de suma importância para realização deste trabalho, obrigado pela confiança.

EPÍGRAFE

"A educação é aquilo que permanece depois que tudo o que
aprendemos foi esquecido."
Burrhus Frederic Skinner

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	11
RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	15
1. INTRODUÇÃO.....	17
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	21
3. PROPOSIÇÃO.....	43
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1- SELEÇÃO DOS DENTES.....	45
4.2-GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	46
4.3- TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	48
4.4- INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL.....	50
4.5- CONFEÇÃO DOS NÚCLEOS MOLDADOS E FUNDIDOS.....	52
4.6- CIMENTAÇÃO DOS RETENTORES INTRA-RADICULARES.....	53
4.7- CONFEÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO.....	55
4.8- PREPARO DO TÉRMINO CERVICAL E DEFINIÇÃO DA FÉRULA.....	56
4.9- CONFEÇÃO E CIMENTAÇÃO DAS COROAS METALO- CERÂMICAS.....	57
4.10- ENSAIO MECÂNICO DE EXTENSOMETRIA.....	61
4.11- ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA À FRATURA.....	66
4.12- ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA.....	68
5. RESULTADOS.....	70
5.1- EXTENSOMETRIA.....	71
5.2- RESISTÊNCIA À FRATURA.....	72
5.3- PADRÃO DE FRATURA.....	73
6. DISCUSSÃO.....	76
7. CONCLUSÃO.....	83
REFERÊNCIAS.....	85
ANEXOS.....	92

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

Nº - Número

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

PVC - Polivinil cloreto rígido

± - Mais ou menos

α - Nível de confiabilidade

% - Porcentagem

μm - Unidade de comprimento (micrômetro)

μS – Unidade de microdeformação (microstrain)

°C - Unidade de temperatura (graus Celsius)

° - unidade de angulação (graus)

PFV - Pino de fibra de vidro

PPM - Pino pré-fabricado metálico

NMF - Núcleo metálico fundido

P - Profundidade de alívio do canal radicular

RESUMO

RESUMO

Verifica-se grande controvérsia sobre os efeitos da extensão de diferentes retentores intra-radulares na resistência de dentes tratados endodonticamente. O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de diferentes extensões e tipos de retentores intra-radulares na deformação e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Cento e trinta e cinco raízes bovinas foram seccionadas com 15 mm, endodonticamente tratadas e aleatoriamente divididas em 3 grupos (n=45): PFV, pino de fibra de vidro; PPM, pino pré-fabricado metálico; NMF, núcleo metálico fundido. Posteriormente, cada grupo foi dividido em 3 subgrupos (n=15), variando a extensão do pino: 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm. Todas as raízes foram restauradas com coroas totais metálicas. No ensaio de extensometria (n=5) foram colados dois extensômetros na dentina radicular, um na face proximal e outro na face vestibular de cada amostra para medir a microdeformação (μS) sob carregamento contínuo de 0-100N. A resistência à fratura (N) foi medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga tangencial em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente. Os dados foram submetidos à análise de variância fatorial (3x3), seguido pelo teste de Tukey ($\alpha=,05$). A distribuição do padrão de fratura foi analisada baseada no grau de envolvimento do dano na estrutura dental e no retentor intra-radicular. Os resultados mostraram que a deformação foi sempre maior na face vestibular independente do tipo e extensão do retentor intra-radicular. A diminuição da extensão do pino para 5,0mm nos grupos NMF e PPM resultou em aumento significativo da deformação, principalmente na face proximal. Os valores médios de resistência à fratura indicaram que a extensão do retentor intra-

radicular foi fator significativo para os grupos NMF e PPM, e não significativo para o grupo PFV. As fraturas radiculares foram prevalentes nos grupos NMF e PPM. No grupo PFV houve a prevalência de fratura envolvendo retentor intra-radicular e núcleo de preenchimento. Na extensão de 10,0 mm o núcleo metálico fundido apresentou maior resistência à fratura que o pino de fibra de vidro, porém este demonstrou efetividade nas três extensões estudadas, sendo superior aos pinos metálicos na extensão de 5,0 mm. Os pinos metálicos apresentaram padrão de fratura desfavorável envolvendo fraturas radiculares, enquanto os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas envolvendo núcleo de preenchimento, com maior facilidade de reparo.

Palavras chave: dentes tratados endodonticamente, pinos intra-radiculares, resistência à fratura, extensometria.

Keywords: endodontic treated teeth, endodontic post, fracture resistance, strain gauge measurement.

ABSTRACT

Studies concerning the effects of different post systems insertion depth on the strain and fracture resistance of endodontically treated teeth remain controversial. The purpose of this study was to investigate in vitro the effects of different post systems and depth of post insertion on the strain and fracture resistance of endodontically treated bovine incisors. One hundred thirty-five freshly extracted bovine incisors were sectioned 15 mm from their apices, endodontically treated and divided into 3 groups (n=45): GFP, glass fiber post; PSP, prefabricated steel post; CMC, cast metal core. Each group was divided into 3 subgroups (n=15) according to the post length: 5.0 mm; 7.5 mm; 10.0 mm. All teeth were restored with complete metal crowns. In the strain-gauge measurement were used two strain-gages for tooth bonded in one proximal and buccal surfaces of the tooth. Microstrain values (μS) were obtained and related of fracture resistance. The fracture resistance (N) was measured in a universal testing machine at 45 degrees to the long axis of the tooth until failure. The data were analyzed with 2-way analyses of variance, followed by the Tukey HSD test ($\alpha=.05$). Fracture modes were recorded based on the degree of tooth structure and restoration damage. The results showed that microstrain was always higher in buccal surface than lingual surface in any post and length. In metallic posts with 5.0 mm length resulted in increased strain, mainly in proximal surface. The 2-way analyses showed that the post length was statistically significant for the metallic post. In length of 10.0 mm the CMC showed the highest fracture resistance. However, the GFP showed no statistically difference in fracture resistance in 3 post length. The root fractures were observed in CMC and PSP. In GFP was observed almost every fracture in the resin core and post.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente são acometidos por alto risco de falha biomecânica devido a significativa diferença de propriedades mecânicas do complexo restaurador comparado ao dente hígido (Llena-Puy et al., 2001; Fennis et al., 2002). Por muitas décadas, opções restauradoras de dentes tratados endodonticamente tem sido objeto de estudos que buscam identificar meios que tornem o complexo restaurador mais resistente às cargas mastigatórias. A opção restauradora deve ser baseada na substancial perda de estrutura coronária e na predição do sucesso restaurador. Retentores intra-radulares são usualmente utilizados objetivando aumentar a resistência do dente (Gutmann, 1992; Assif & Gorfil, 1994; Cohen et al., 1995;), no entanto estudos in vitro (Lovdahl & Nicholls, 1977; Guzy & Nicholls, 1979; Trope et al., 1985; Sorensen & Engelman, 1990) e in vivo (Sorensen & Martinoff, 1984) têm demonstrado que pinos não reforçam dentes tratados endodonticamente. Por outro lado, alguns autores relatam que pinos intra-radulares aumentam o risco de falha (Mannocci et al., 1999; Akkayan & Gulmez, 2002; Mannocci et al., 2005; Naumann et al., 2005; Zarone et al., 2006). É cada vez mais consensual a definição de que a função principal de retentores intra-radulares é promover retenção ao núcleo de preenchimento, e por conseqüência da coroa protética (Lovdahl & Nicholls, 1977; Guzy & Nicholls, 1979; Sorensen & Martinoff, 1984; Sorensen & Engelman, 1990; Trope et al., 1985). A quantidade de estrutura dental remanescente após o tratamento endodôntico e preparo para a inserção do pino é determinante na longevidade da restauração do elemento dental (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Kishen et al., 2004). O preparo excessivo do canal radicular para inserção de pinos largos ou profundos pode

diminuir a resistência à fratura do dente ou invalidar o selamento apical (Assif & Gorfil, 1994; Guzy & Nicholls, 1979; Trope et al., 1985; Kvist et al., 1989; Ravanshad & Torabinejad, 1992; Boschian Pest et al., 2006).

Para a restauração de dentes tratados endodonticamente é crescente a busca por materiais que apresentem módulo de elasticidade similar ao da dentina (Peters et al., 1983), favorecendo a distribuição de tensões e minimizando fraturas catastróficas (Heydecke et al., 2002; Torbjörner & Fransson, 2004). Diversos fatores como comprimento, espessura, configuração e material constituinte de pinos podem influenciar na biomecânica de dentes tratados endodonticamente alterando o padrão de distribuição de tensões (Assif et al., 1989; Barjau-Escribano et al., 2006) e resistência à fratura (King & Setchell, 1990; Purton & Love, 1996; Hansen & Asmussen, 1997; Fernandes & Dessai, 2001; Nissan et al., 2001; Barjau-Escribano et al., 2006; Braga et al., 2006). Alguns estudos demonstraram que o pino deveria possuir, o comprimento da coroa ou 4 a 5 mm além deste comprimento, ou 2/3 do comprimento da raiz (Standlee et al., 1972; Abdullah et al., 1974; Trabert et al., 1978; Standlee et al., 1980; Sokol, 1984; Holmes et al., 1996). Estas condutas foram definidas para núcleos metálicos fundidos que apresentam alto módulo de elasticidade, sendo retido no canal radicular exclusivamente por retenção friccional. Porém estas condutas foram transferidas ao uso de pinos pré-fabricados metálicos e não metálicos sem a consideração das diferentes propriedades mecânicas e da capacidade de adesão à estrutura dental apresentada por alguns destes retentores intra-radiculares.

Portanto, são estabelecidas neste estudo, duas hipóteses foram testadas; a primeira, que o tipo de retentor intra-radicular influencie na

deformação, resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente. A segunda, que menor extensão do retentor intra-radicular aumente a deformação e diminua a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

No ano de 1978, Trabert et al., mostravam-se preocupados com a pouca atenção dada à resistência à fratura de dentes que haviam sido tratados endodonticamente e restaurados. Os autores realizaram, então, um estudo em que incisivos centrais superiores foram divididos em três grupos: grupo 1– controle – não recebeu tratamento; grupo 2- foi tratado endodonticamente e restaurado com resina composta e, grupo 3- além do tratamento endodôntico, foram cimentados pinos paralelos de dois diâmetros diferentes (1.4 mm e 1.8 mm) e restaurados com resina composta. Cada um dos três grupos foi realizado em raízes de diferentes comprimentos, sendo 11 mm, 13 mm e 15 mm. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de impacto, e os resultados mostraram que a preservação da estrutura dental interna e o uso de pinos de menor diâmetro proporcionaram às raízes maior resistência à fratura. O aumento do comprimento radicular minimizou os efeitos do tamanho do preparo e do diâmetro do pino. Os clínicos devem reconhecer que diante de raiz curta e da necessidade de preparo para inserção de pinos, a definição pelo uso de pinos com menor diâmetro, a resistência à fratura do dente restaurado torna-se maior.

Guzy & Nicholls (1979), conduziram estudo in vitro comparando dentes tratados endodonticamente com e sem pinos intra-radulares, para verificar se estes reforçam as raízes contra fraturas. Incisivos centrais superiores e caninos superiores e inferiores com e sem pinos pré-fabricados metálicos cônicos de superfície lisa foram submetidos ao carregamento tangencial de compressão dirigido à face palatina, em uma angulação de 130º em relação ao longo eixo

do dente. Os resultados indicaram que a instalação de um pino intra-canal em dentes tratados endodonticamente não aumentou significativamente a resistência à fratura.

Sorensen & Martinoff, em 1984, propuseram estudo para correlacionar pesquisas clínicas e laboratoriais que avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente e determinar o significado clínico do reforço por meio da instalação de pino intra-radicular e de coroa protética. A posição do dente no arco também foi avaliada. Cerca de 6000 pacientes foram examinados, e todos os dentes tratados endodonticamente foram classificados de acordo com suas posições no arco: anteriores superiores, pré-molares superiores, molares superiores, anteriores inferiores, pré-molares inferiores e molares inferiores. Os dentes observados que possuíam onlays ou coroas protéticas foram classificados como dentes com cobertura coronária. Já os que possuíam restaurações diretas foram denominados dentes sem cobertura coronária. Da mesma maneira, foram categorizados os dentes com ou sem reforço intra-radicular. Todos os tratamentos foram verificados radiograficamente. Os autores concluíram que não houve aumento significativo da resistência à fratura ou deslocamento, quando os dentes dos seis diferentes grupos anatômicos possuíam reforço intracoronário. A colocação de pinos e coroas não afetou significativamente o índice de sucesso clínico para dentes anteriores superiores e inferiores. Já para os dentes posteriores superiores e inferiores, o índice de sucesso clínico foi significativamente melhorado com a cobertura coronária.

Também no ano de 1984, Sokol, considerou critérios e razões para uso de pinos e núcleos e apresentou uma técnica simplificada, de baixo custo e versátil. O autor afirmou que critérios inerentes ao pino como comprimento, diâmetro, paralelismo, características de superfície, são decisivos na retenção do material restaurador coronário. A combinação do complexo dente-pino-núcleo deve minimizar a perda de estrutura, reduzindo tensões desnecessárias e assegurando o selamento apical. Foi descrita técnica simples e segura da inserção de pino rosqueável como procedimento restaurador válido. O autor concluiu que dentes tratados endodonticamente devem ser reforçados; pinos devem ser longos, de pequeno diâmetro, paralelos, rosqueáveis e pré-fabricados.

Mattison et al. (1984), compararam o dano apical com diferentes níveis de remanescente de guta-percha após preparo para inserção de pino. O efeito do método de remoção de guta-percha no selamento apical também foi avaliado. Foram preparados 90 dentes: 30 tiveram 3 mm de guta-percha remanescente, 30 tiveram 5 mm e 30 tiveram 7 mm. 75 dentes adicionais foram divididos em 3 grupos de 25 cada. Diferentes métodos de remoção de guta-percha foram utilizados para cada grupo: instrumento aquecido, instrumento rotatório e solvente químico. Um método eletromecânico foi utilizado para analisar fendas apicais. Estas medidas de fendas de cada amostra foram obtidas em intervalos de 24 horas por trinta dias. Os dados sugeriram que o método mecânico é o mais adequado para remoção de guta-percha durante preparo para inserção de pino. No grupo com remanescente de guta-percha de

7 mm o grau de fenda apical foi menor. O mínimo de 5 mm de guta-percha remanescente foi necessário para o adequado selamento apical.

No ano de 1985, Trope et al., compararam oito métodos de restauração de dentes tratados endodonticamente. A partir de 64 incisivos superiores, foram delineados oito grupos experimentais: G1 - preenchimento da cavidade de acesso endodôntico com compósito resinoso autopolimerizável; G2- repetição do procedimento do grupo anterior após aplicação de ácido fosfórico; G3- remoção de material obturador do canal radicular 10,0mm abaixo da junção cimento-esmalte, aplicação de ácido fosfórico, e preenchimento do canal radicular e da cavidade de acesso com resina autopolimerizável; G4- realização de preparo intra-radicular e preenchimento apenas da cavidade de acesso com resina composta autopolimerizável, mantendo o canal vazio; G5- realização de preparo intra-radicular e preenchimento do canal e da cavidade de acesso com resina composta autopolimerizável, porém sem condicionamento ácido; G6- preparação do canal radicular para inserção de pino pré-fabricado, cimentação deste com fosfato de zinco e restauração da cavidade de acesso; G7- após preparo para o pino, realizou-se condicionamento ácido e preenchimento do canal radicular e da cavidade de acesso com resina autopolimerizável; G8- repetição dos procedimentos do grupo 6, sendo o pino cimentado neste grupo com o compósito resinoso. Todos os dentes foram submetidos a força compressiva em ângulo de 50° em relação a longo eixo radicular, até o momento da fratura. Os autores verificaram que todos os dentes fraturaram de maneira similar, independente do tratamento realizado. Concluíram que a preparação do canal para a cimentação de pino

enfraquece o dente e que os pinos não aumentam a resistência à fratura dos dentes. Em tempo, observaram que o preenchimento do canal radicular com compósito resinoso aumentou significativamente a resistência à fratura, quando comparado com as demais técnicas.

Em 1989, Assif et al., usaram modelo fotoelástico para avaliar a influência de diferentes tipos de restauração após o tratamento endodôntico, enfatizando a direção da força aplicada na superfície oclusal e sua dispersão para as estruturas de suporte do dente. As tensões foram fotografadas no campo de luz polarizada. Os autores concluíram que os dentes hígidos induziram efeito de cunha na estrutura de suporte sob carregamento vertical. Quando submetida à carga oblíqua as tensões foram concentradas de forma homogênea. Na presença de coroa o padrão de concentração de tensões foi alterado, sendo as mesmas distribuídas em torno das margens da coroa. Cargas verticais aplicadas diretamente sobre o pino e o núcleo causaram grande concentração de tensão apical para pinos cilíndricos, enquanto que pinos cônicos apresentaram distribuição homogênea na junção cimento-esmalte e no ápice. Sob carregamento oblíquo a concentração de tensões na junção cimento-esmalte foi intensificada para ambas as configurações. Quando o pino e o núcleo foram cobertos por coroa com 2,0 mm de remanescente dental e submetida a carregamento, não houve diferença entre as configurações de pino. A presença da coroa intensificou a concentração de tensões na junção cimento-esmalte. É possível que a coroa seja um bom compensador, já que tende a mudar a distribuição de forças para raiz, pino e núcleo, tornando as características do pino insignificantes. Desta forma os

autores concluíram que o padrão de distribuição de tensões depende da direção da aplicação de carga e dos procedimentos restauradores envolvidos.

O estudo in vitro realizado por Sorensen & Engelman, em 1990, teve como objetivo determinar o efeito de diferentes pinos intra-radiculares e da adaptação destes no canal radicular sobre a resistência à fratura de dentes humanos desvitalizados. Para isso, foram selecionados quarenta incisivos centrais superiores, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos experimentais: nos grupos 1, 2 e 3, as raízes foram desgastadas internamente, criando cavidade em forma de funil e deixando apenas 10,0mm de estrutura dental remanescente na porção cervical da raiz. As raízes do grupo 4 receberam preparo do canal conservando-se toda a estrutura dental. Após a confecção dos preparos nas raízes do grupo 1, foram cimentados pinos pré-fabricados paralelos serrilhados. O grupo 2, recebeu núcleos metálicos fundidos por meio da fundição de padrões de resina acrílica que reproduziram fielmente o preparo. Para o terceiro grupo, foi acrescentada resina acrílica aos pinos pré-fabricados, que se estendeu até 2,0mm no interior do canal; após fundição, esses pinos foram cimentados nas raízes. O quarto grupo recebeu os pinos pré-fabricados totalmente adaptados às paredes do canal radicular. Após serem incluídas em resina acrílica, as raízes foram submetidas ao ensaio de carregamento tangencial de compressão em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente até a fratura. Os resultados mostraram que a perfeita adaptação entre o pino cônico e a parede dentinária (Grupos 2 e 4) aumentou significativamente o limiar de fratura. Dessa maneira, concluíram que pinos paralelos, os quais envolvem menor remoção de estrutura dentinária sadia,

apresentaram menor índice de fratura. Já com os pinos cônicos, houve maior número de fraturas catastróficas, envolvendo grande quantidade de estrutura dental em direção apical e lingual.

No ano de 1992, Gutmann, destacou em seu artigo a importância do conhecimento da anatomia e biologia da dentina radicular para a realização de procedimentos endodônticos e restauradores. O autor afirmou que a dentina de dentes tratados endodonticamente sofre alterações estruturais, tornando-se mais enfraquecida e menos flexível. Além disso, a instrumentação endodôntica, associada ao preparo intra-radicular para instalação de pinos ou núcleos intra-radulares, desgasta e debilita o remanescente dental, tornando-o mais susceptível à fraturas.

Em 1994, Assif & Gorfil, relataram alguns aspectos relacionados à restauração de dentes tratados endodonticamente, fazendo análise precisa de problemas como a quantidade de estrutura sadia remanescente e a habilidade do dente em resistir às forças intra-orais. Os autores concluíram que o aumento no comprimento e diâmetro intra-radicular, com o objetivo de se aumentar a retenção, compromete o prognóstico de dente restaurado, uma vez que, quanto maior for a quantidade de estrutura dental sadia removida, a resistência a forças oclusais será diminuída, aumentando o risco à fraturas. Dessa maneira, sugerem a utilização de pinos intra-radulares como meio de retenção à coroa protética somente nos casos em que não houver estrutura coronária remanescente.

Em 1995, Cohen et al., analisaram a resistência à torção para diferentes pinos pré-fabricados metálicos cimentados com cimento resinoso reforçado com titânio ou cimento fosfato de zinco. As amostras foram submetidas à torção no sentido horário, e os grupos dos sistemas de pino Flexi-Post e Flexi-Flange foram submetidos à torção no sentido horário e anti-horário por serem os únicos sistemas de pinos rosqueáveis utilizados, sendo os demais cimentados passivamente. Os resultados mostraram que estes dois sistemas apresentaram resistência à torção estatisticamente maior que os demais sistemas. Todos os outros sistemas apresentaram remoção do pino dos correspondentes canais radiculares sem a fratura das roscas.

Purton & Love em 1996, avaliaram dois dos principais requisitos de pinos intra-radicares, que são rigidez e retenção, utilizando pinos metálicos serrilhados e pinos de fibra de carbono de superfície lisa. Dez pinos de cada sistema foram selecionados para a realização do teste de flexão dos três pontos, com o intuito de avaliar-se a rigidez de cada pino. Outros dez pinos de cada tipo foram cimentados em dentes humanos monorradicares tratados endodonticamente e submetidos ao teste de tração vertical em uma Máquina de Ensaio Instron, a velocidade de 5,0mm/min. Os resultados indicaram superioridade para os pinos metálicos serrilhados, tanto no teste de rigidez quanto no teste de retenção.

Ainda em 1996, Holmes et al., estudaram a distribuição de tensões de retentores intra-radicares com diferentes diâmetros e extensões em dentes específicos com selecionada relação oclusal. Este estudo selecionou o método

de elementos finitos para prever a distribuição de tensões na dentina de dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleos metálicos fundidos com várias dimensões. Os autores encontraram como resultado que o pico de tensão de cisalhamento na dentina ocorreu adjacente ao pino no meio da raiz, que o pico de tensão de cisalhamento foi maior quando a extensão do pino diminuiu e que o pico de tensão de tração dentinária ocorreu no terço gengival da superfície vestibular radicular. Os autores concluíram que a distribuição de tensões de tração e compressão não foi afetada com a variação das dimensões dos pinos.

No ano de 1997, Lambjerg-Hansen & Asmussen, realizaram avaliação de vinte e duas marcas comerciais de pinos intra-canais disponíveis no mercado. Foram avaliados os seguintes critérios: dureza (força necessária para se produzir deformação elástica de 0,1mm na superfície do pino), limite elástico (máxima carga que o pino pode suportar antes de se deformar permanentemente) e resistência à fratura (carga necessária para causar fratura do pino). Os autores, concluíram por meio da análise dos dados obtidos, que as diferenças nas propriedades mecânicas de cada pino são decorrentes das diferenças na largura, formato e configuração de superfície existente e que, no momento da seleção do pino, a dureza e limite elástico devem ser preponderantes e não apenas a sua capacidade de retenção.

Em 2001, Nissan et al., estudaram o uso de cimento resinoso reforçado para cimentação de retentores intra-radulares de reduzidas extensões. Os valores de retenção de pinos pré-fabricados de aço (em 5, 8, e 10 mm)

cimentados com cimento resinoso Flexi-Flow e cimento de fosfato de zinco foram avaliados. Foram utilizadas raízes humanas divididas aleatoriamente em 4 grupos de 30 amostras cada. Diferentes comprimentos de pinos foram cimentados com Flexi-Flow ou cimento fosfato de zinco. Cada amostra foi submetida ao teste de resistência a tração com velocidade de 2 mm/min até a ocorrência da remoção. O efeito de diferentes pinos e cimentos na força requerida para deslocamento dos pinos foi avaliado pela análise de variância. Os resultados demonstraram que o cimento resinoso Flexi-Flow aumentou significativamente a retenção dos pinos ParaPost e Dentatus ($P < ,001$). Nenhuma diferença estatisticamente significativa ($P > ,05$) foi verificada entre os valores de retenção para ambos os pinos cimentados com Flexi-Flow para todas as extensões de pinos usadas (5 mm = 8 mm = 10 mm). Os valores de retenção dos grupos cimentados com fosfato de zinco mostraram diferença estatisticamente significativa ($P < ,001$) para as diferentes extensões de pinos (10 > 8 > 5 mm). Os autores concluíram que a cimentação com cimento resinoso Flexi-Flow compensou a reduzida extensão de pinos pré-fabricados.

Llena-Puy et al. (2001), desenvolveram estudo retrospectivo no qual revisaram vinte e cinco relatos de casos clínicos de pacientes com fratura radicular vertical pós-tratamento endodôntico e estudaram o efeito de vários fatores pré e pós-tratamento e como os mesmos se relacionam com a fratura radicular vertical. Os autores tiveram como resultados e conclusões que o tempo médio para fratura radicular vertical foi de 54 meses; não existiu nenhuma influência significativa pela presença ou ausência de restauração prévia. O uso de retentor intra-radicular pré-fabricado/cilíndrico e cimentado

aumentou o tempo entre o tratamento endodôntico e a fratura radicular vertical. Dentes restaurados com amálgama sofreram maior número de fraturas coronárias antes que ocorressem fraturas radiculares verticais do que os grupos restaurados com resina.

Fernandes & Dessai, em 2001, realizaram revisão de literatura de fatores que afetam a resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radiculares, entre os anos de 1960 e 2000. Os artigos foram selecionados com base na relação de tensões e resistência à fratura de pinos intra-radiculares e na corrosão de pinos e a relação com fraturas radiculares. Diversos temas foram abordados nos artigos analisados: distribuição de tensões durante a inserção e função de pinos, comprimento e diâmetro do pino, quantidade de dentina remanescente, material constituinte e biocompatibilidade, posição dental, entre outros. De todos os fatores encontrados, configuração da coroa, carga oclusal e uso de dentes tratados foram considerados com influência direta na longevidade de dentes restaurados. Algumas das considerações finais dos autores foram: o comprimento do pino tem influência significativa na retenção e resistência radicular, e que este deve ser tão longo quanto possível, mas não prejudicando o selamento apical ou causando alguma perfuração radicular; pinos intra-radiculares devem ser usados apenas quando existe a necessidade de retenção de material do núcleo de preenchimento, mas não com a intenção de reforço do dente tratado endodonticamente.

Em 2002, Akkayan & Gulmez, compararam o efeito de 3 sistemas de retentores intra-radiculares estéticos e 1 em titânio na resistência e padrão fratura de dentes tratados endodonticamente. Os autores utilizaram 40 caninos humanos que tiveram suas coroas removidas e foram tratados endodonticamente. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond e cimento resinoso dual RelyX ARC. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de preenchimento em resina composta e coroas metálicas cimentadas com cimento ionômero de vidro. Cada amostra foi incluída em resina acrílica e submetida a ensaio de compressão tangencial até a fratura. Os resultados encontrados demonstram que dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo exibiram resistência à fratura ($P<,001$) significante maior que os outros grupos. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia foram estatisticamente similares. Fraturas que permitiriam reparo dos dentes foram observadas nos grupos de pinos de fibra de vidro e quartzo, enquanto fraturas catastróficas e não restauráveis foram observadas nos grupos de pinos de titânio e zircônia. Os autores concluíram que valores de resistência à fratura significativamente maiores, foram encontrados para raízes restauradas com pinos de fibra de quartzo e fraturas passíveis de reparo foram encontradas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes sistemas de retenção intra-radicular após a aplicação de ciclagem mecânica, Heydecke et al. (2002)

selecionaram 64 incisivos centrais superiores humanos, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: G1- pinos de titânio associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G2- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G3- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em cerâmica; G4- núcleos metálicos fundidos em ouro. Após a cimentação dos pinos no interior do canal radicular com cimento resinoso e instalação de coroas de cobertura total, os corpos-de-prova foram submetidos a 1,2 milhões de ciclos de carga, a frequência de 1,3Hz e 30N de carga em máquina simuladora do processo mastigatório. Simultaneamente ao ensaio de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram expostos à termociclagem, em banhos de 50C e 55oC durante um minuto cada, com intervalo de 12 segundos entre cada banho. Todos os corpos-de-prova que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram então carregados tangencialmente até a fratura em máquina de ensaio universal, com velocidade de 1,5mm/min, em angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente. Os autores não verificaram diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura entre todos os grupos. Porém, os grupos restaurados com pinos de zircônia apresentaram menor índice de fraturas radiculares catastróficas, sem apresentar diferença estatística com relação aos demais grupos.

Pilo et al. (2002), estudaram a rigidez de diferentes núcleos de preenchimento na resistência à fratura de pré-molares humanos tratados endodonticamente e restaurados com coroas metálicas com férula de 2,0 mm. Núcleos metálicos fundidos, núcleos em resina composta e amálgama foram

empregados. Dentro das limitações do estudo, a rigidez do material constituinte do núcleo de preenchimento não afetou a resistência à fratura. O padrão de fratura predominante foi oblíquo na porção radicular a nível ou apical ao pino. Fratura radicular horizontal foi observada em 20% das amostras. Perda da coroa, do pino ou do núcleo foi observada apenas no grupo em que o núcleo foi construído com resina composta. Com exceção dos núcleos de resina composta, todos os outros materiais promoveram fraturas irreparáveis.

Em 2003, Zhy-Yue & Yu-Xing, estudaram os efeitos *in vitro* da configuração do pino e da realização de férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos tratados endodonticamente restaurados com coroas metalocerâmicas. Os autores utilizaram 48 incisivos centrais superiores humanos que foram tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos de 12. Os seguintes tratamentos foram avaliados: grupo A- restaurados com coroas metalo-cerâmicas como controle; grupo B- 2 mm de férula/ núcleo metálico fundido/ coroa metalo-cerâmica; grupo C- sem férula/ núcleo metálico fundido/ coroa metalo-cerâmica e grupo D- 2 mm de férula/ pino pré-fabricado metálico e núcleo de preenchimento em resina/ coroa metalo-cerâmica. Cada amostra foi submetida a carregamento na superfície lingual com ângulo de 135° ao longo eixo do dente em máquina de teste universal até a fratura. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significantes entre os 4 grupos estudados. O grupo B obteve a maior resistência à fratura. Não houve diferença significativa entre os outros 3 grupos. Os autores concluíram que nem todos os pinos testados melhoraram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Aqueles preparados com 2,0 mm de férula em dentina

efetivamente melhoraram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente.

Lertchirakarn et al., em 2003, estudaram a distribuição de tensões e deformação na ocorrência de fratura radicular vertical. Os autores observaram que a fratura radicular vertical pareceu ser resultado de tensões geradas dentro do canal radicular e tipicamente ocorre na direção vestibulo-lingual. Devido às tensões na parede do canal radicular ser dificilmente mensuradas experimentalmente, os autores correlacionaram o padrão de distribuição de tensões derivados dos modelos de elementos finitos de incisivos superiores e inferiores com medidas de deformação nas superfícies de radiculares de dentes extraídos. A análise de elementos finitos indicou que as tensões de tração circunferenciais foram concentradas nas superfícies linguais e vestibulares da parede do canal radicular, correspondendo a áreas de maior curvatura da parede do canal. Tensões na superfície foram muito menores e foram prioritariamente de tração na superfície radicular proximal, mas variável na superfície vestibular e lingual. A medida das tensões da superfície radicular não demonstra a realidade das tensões internas radiculares. A curvatura da parede do canal radicular é o maior fator na concentração de tensões e padrão de fratura.

Em 2004, Kishen et al., investigaram a perspectiva biomecânica da predileção à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radiculares por meio de análise computacional, experimental e fractografia. A análise computacional de elementos finitos e o teste experimental de tração foram

usados para avaliar a resposta tensão-deformação na dentina estrutural. As avaliações de fractografia foram conduzidas utilizando microscópio confocal de varredura a laser e microscópio eletrônico de varredura para examinar a topografia da dentina das amostras experimentalmente fraturadas, e clinicamente das amostras dentais restauradas com retentores intra-radiculares. Estes experimentos mostraram correlação com a resposta tensão-deformação na dentina estrutural com trincas e fraturas catastróficas em dentes restaurados com retentores intra-radiculares. Foi observado, a partir destes experimentos, que a dentina interna mostrou altas deformações, enquanto a dentina externa demonstrou alta tensão durante teste de tração. Os autores concluíram que durante restauração pós-tratamento endodôntico com aumento da perda de dentina interna, o fator resistência à fratura contribuído pela dentina interna estar comprometida, a torna predisponente à fratura catastrófica.

Torbjörner & Fransson em 2004, apresentaram revisão de literatura dos fatores biomecânicos que afetam o tratamento protético de dentes estruturalmente comprometidos, com principal ênfase a dentes tratados endodonticamente. Os artigos citados no MEDLINE/PubMed foram revisados com foco nos fatores que influenciam o risco de falhas por fadiga. Os resultados indicaram que as falhas técnicas em conexão com próteses fixas são frequentemente causadas por fraturas de fadiga. Os encaixes, o cimento e as reconstruções estão todas sujeitas as tensões causadas por forças oclusais, com isso, fraturas por fadiga podem ocorrer no ponto mais fraco ou aonde a máxima tensão ocorre. O ponto mais fraco está frequentemente em conexão

com dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos. Os autores concluíram que a literatura aponta a presença de forças não axiais como risco à fratura por fadiga de dentes, cimento e materiais restauradores. A configuração de próteses oclusais favoráveis é provavelmente mais importante, para longevidade de dentes tratados endodonticamente estruturalmente comprometidos, que o tipo de pino utilizado.

Em 2005, Naumann et al., realizaram estudo clínico prospectivo da taxa de longevidade de reconstruções pós-tratamento endodôntico de dentes com vários níveis de perda de tecido duro utilizando pinos cônicos ou paralelos. 83 pacientes com 105 pinos de fibra de vidro cônicos e paralelos serrilhados foram analisados. As restaurações foram avaliadas por período mínimo de 24 meses. Os autores encontraram que 3.8% das restaurações falharam após 12 meses, 12.8% após 24 meses, respectivamente. O principal tipo de falha observada foi a presença de fratura do pino. Não existiu nenhuma diferença na frequência de fratura entre os tipos de pinos após 12 ou 24 meses. O autores concluíram que pinos de fibra de vidro paralelos e cônicos resultaram, após 2 anos de estudo clínico, em igual taxa de longevidade.

Menezes et al. (2006) avaliaram a influência do cimento endodôntico e tempo entre a obturação e fixação do pino, na adesão à dentina intra-radicular. Sessenta raízes de incisivos bovinos foram instrumentadas e divididas aleatoriamente em 5 grupos (n = 12): (CI) sem obturação, controle; (SI) obturação com cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealer26) e fixação imediata do pino; (S7) Sealer26 e fixação após 7 dias; (EI) obturação com

cimento à base de óxido de zinco e eugenol (Endofill) e fixação imediata do pino e (E7) Endofill com fixação após 7 dias. Os pinos de fibra de vidro (Reforpost) foram fixados com sistema adesivo (Scotchbond Multi-Us) e cimento resinoso dual (RelyX ARC). Dez raízes de cada grupo foram seccionadas obtendo 2 discos com 1 mm de espessura por terço: cervical (TC), médio (TM) e apical (TA), e submetidos a teste de “micropush-out” com velocidade de 0,5 mm/minuto. As outras 2 raízes tiveram as interfaces de união analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Os valores de resistência adesiva (MPa) foram submetidos à análise de variância empregando ANOVA em esquema de parcelas subdivididas, teste de Tukey e Dunnett ($p < 0,05$): CI-TC: $6,8 \pm 1,5$; TM: $5,4 \pm 1,9$; TA: $4,4 \pm 1,8$; SI-TC: $5,2 \pm 1,6$; TM: $5,0 \pm 2,0$; TA: $4,1 \pm 2,2$; S7-TC: $6,9 \pm 2,0$; TM: $5,4 \pm 1,8$; TA: $4,5 \pm 1,6$; EI-TC: $3,5 \pm 0,8$; TM: $2,2 \pm 0,5$; TA: $1,4 \pm 0,7$; E7- TC: $6,6 \pm 1,7$; TM: $4,4 \pm 1,4$; TA: $2,4 \pm 0,6$. O cimento Endofill interferiu negativamente na adesão em toda a extensão radicular, quando o pino foi fixado imediatamente e no terço apical quando fixado após 7 dias. A resistência adesiva decresceu no sentido coroa ápice em todos os grupos estudados.

Em 2006, Boschian Pest et al., por meio de análise por elementos finitos em modelos tridimensionais, avaliaram o efeito da rigidez do material, da profundidade de inserção e do diâmetro do pino na distribuição de tensões em diferentes componentes de modelos de dentes unirradiculares tratados endodonticamente. Três sistemas de pinos foram comparados quanto ao material: pino pré-fabricado metálico de aço, pino pré-fabricado metálico de titânio e pino de fibra de vidro. As profundidades de inserção variaram entre 7

mm, 9 mm e 11 mm, enquanto que o diâmetro variou entre 0,6 mm e 0,8 mm apenas para os pinos de fibra de vidro. Os resultados analisados pelo critério de von Mises mostraram que o padrão de distribuição de tensões no pino de fibra de vidro foi melhor que os demais; o pino de fibra de vidro deve ser inserido o mais profundo possível; o diâmetro do pino não influenciou no padrão de distribuição de tensões, no entanto, a maior quantidade possível de dentina radicular deve ser preservada.

Zarone et al. em 2006, avaliaram diferentes configurações de restauração de raízes de incisivos centrais superiores, comparando-os ao comportamento biomecânico de dente hígido. Por meio do método de elementos finitos tridimensional, diferentes configurações e materiais foram testados: resina, alumina sinterizada, coroa e pino de cerâmica feldspática e pino de fibra de vidro associado a coroa de alumina sinterizada ou então associada à cerâmica feldspática. A análise de tensões após a aplicação de força estática de 10 N na face palatina coronária com ângulo de 125° permitiu concluir que: que materiais com alta rigidez como alumina, gerou alta concentração de tensões na interface, modificando negativamente o comportamento biomecânico do sistema restaurado. Em contrário, materiais com baixa rigidez como resina composta, acompanham movimentos flexurais naturais do dente reduzindo a concentração de tensões na interface. Desta forma, materiais com propriedades mecânicas similares ao tecido dental correspondente ao seu emprego no processo restaurador, são capazes de mimetizar o comportamento mecânico do dente hígido. Na visão clínica, a produção de pinos e coroas em único bloco apresenta a vantagem de reduzir

interfaces no sistema restaurador. Neste pensamento, resinas compostas parecem ser o material mais apropriado para substituir a dentina perdida.

Em 2006, Barjau-Escribano et al., analisaram como o material do pino pré-fabricado intra-radicular afeta o desempenho mecânico de dentes restaurados. O efeito do uso de 2 diferentes materiais (fibra de vidro e aço) com significantes diferentes módulos de elasticidade foi estudado. Uma combinação de métodos teórico e experimental foi utilizada: primeiro, o teste de resistência à fratura foi realizado em 60 incisivos centrais superiores humanos extraídos. Os dentes tiveram suas coroas removidas, foram tratados endodonticamente e restaurados empregando em 30 pinos de fibra de vidro e outros 30 pinos de aço. O método de elementos finitos foi usado para desenvolver modelo 3D de dente restaurado. Para ambos os sistemas de pino, o modelo permitiu o estudo do padrão de distribuição de dentes restaurados sobre cargas externas. Os resultados mostraram que para dentes restaurados com pinos de aço, significante menor carga de falha foi encontrada, quando comparado com aqueles dentes restaurados com pinos de fibra de vidro. A distribuição de tensões confirmou pior desempenho para dentes restaurados utilizando pinos de aço, com alta concentração de tensão devido à diferenças entre o módulo de elasticidade do aço e materiais adjacentes. Os autores concluíram que sistemas de pinos onde o módulo de elasticidade do pino é similar ao da dentina têm melhor desempenho biomecânico.

Ainda em 2006, Braga et al., avaliaram a resistência requerida para remover pinos de fibra de vidro e pinos metálicos com diferentes

comprimentos. 60 caninos tratados endodonticamente foram incluídos após remoção de suas coroas. As amostras foram divididas em três grupos de acordo com o comprimento do pino (n= 20): I- 6 mm; II- 8 mm e III- 10 mm. Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos baseado no material do pino (n= 10): A- fibra de vidro ou B- pino metálico. O preparo para o pino foi realizado com o Fibrekor post kit. No subgrupo A, os pinos de fibra de vidro do sistema de pino Fibrekor foram utilizados. No grupo de pino metálico (subgrupo B), a moldagem do canal radicular foi obtida, seguida pela fundição. Todos os pinos foram cimentados com cimento Panavia F. A força requerida para deslocamento de cada pino. Foi determinada em máquina de ensaio universal A análise de variância indicou diferenças significativas entre o comprimento dos pinos. O teste Tukey mostrou que pinos com 10,0 mm de comprimento obteve maior resistência de remoção do que pinos com 6 mm. Os pinos com 8 mm de comprimento não mostraram diferença significativa quando comparados com os pinos de 6 mm e 10 mm. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os materiais dos pinos testados. Os autores concluíram que o tipo de pino não influenciou na resistência de remoção e que pinos com 10 mm de comprimento necessitaram de maior força para ser deslocado.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a deformação, resistência e padrão de fratura de raízes bovinas restauradas com retenção intra-radicular associadas à coroas metálicas, variando:

1 - Tipo de retentor:

1. Núcleo moldado e fundido;
2. Pino pré-fabricado metálico;
3. Pino de fibra de vidro.

2 - Extensão do retentor intra-radicular:

1. 5,0 mm;
2. 7,5 mm;
3. 10,0 mm.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Seleção dos dentes

Foram selecionadas cento e trinta e cinco raízes de incisivos bovinos selecionados a partir de aproximadamente 850 incisivos bovinos extraídos em frigorífico de Uberlândia com avaliação sanitária pelo Ministério da Saúde e consentimento do médico veterinário responsável. Os dentes foram limpos com curetas periodontais e profilaxia com pedra pomes e água. Após a limpeza, os dentes foram seccionados com o auxílio de disco diamantado de dupla face (KG Sorensen) sob jato de água constante, de maneira que permanecesse um remanescente radicular com aproximadamente 15 mm de extensão (Figura 1). As raízes com tamanho e formato semelhantes foram selecionadas pela medida da distância vestibulo-lingual e mesio-distal em milímetros, no terço cervical, médio e apical para cálculo do volume total da raiz, permitindo uma variação máxima de 10% da média determinada (Soares et al, 2006) (Figura 1). As raízes foram armazenadas em solução aquosa tamponada de Timol a 0.2% (Pharmacia Biopharma Ltda., Uberlândia, Brazil).

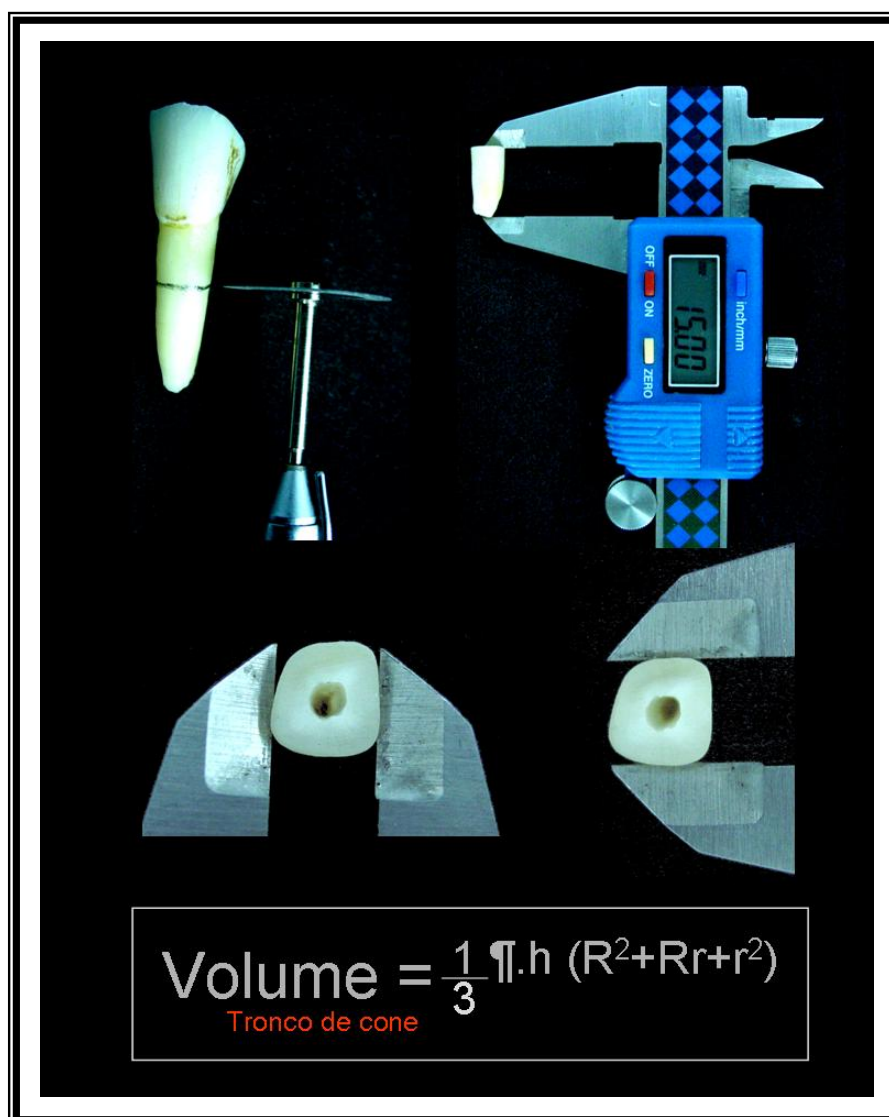


Figura 1. A- secção corono-radicular, B- remanescente radicular de 15,0 mm, C- medida mesio-distal, D- medida vestibulo-lingual, E- Fórmula matemática utilizada para cálculo do volume das raízes.

4.2. Grupos experimentais

As raízes foram divididas aleatoriamente em três grupos (n= 45), com relação ao tipo de retentor intra-radicular: PFV- pino de fibra de vidro (Reforpost nº3, Ângelus, Londrina, PR, Brasil); PPM- pino pré-fabricado metálico (Reforpost Aço Inox, Ângelus, Londrina, PR, Brasil); NMF- núcleo moldado e fundido confeccionado em liga de níquel/cromo (Kromalit, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil). As principais características dos retentores intra-

radiculares utilizados estão descritas na Tabela 1. Posteriormente, cada grupo foi dividido em três subgrupos (n= 15), variando a extensão do pino: P5- alívio de 5,0mm do canal radicular; P7,5- alívio de 7,5 mm do canal radicular; P10- alívio de 10,0mm do canal radicular (Figura 2).

Tabela 1. Características dos retentores intra-radiculares utilizados.

Tipo de retentor	Composição	Diâmetro cervical	Nome comercial / Fabricante
NMF	Liga Ni-Cr	2,0 mm	Kromalit / Knebel
PPM	Aço inoxidável	1,5 mm	Reforpost Aço Inox / Ângelus
PFV	85% Fibra de vidro 15% Resina epóxi 0,2 mm Filamento aço inoxidável	1,5 mm	Reforpost Fibra de Vidro Rx / Ângelus

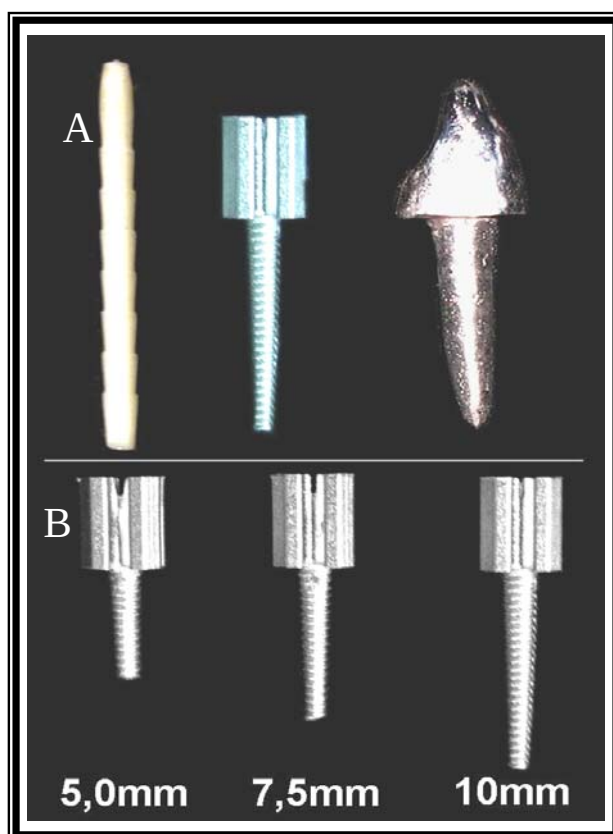


Figura 2. A- retentores intra-radiculares utilizados, B- extensões dos retentores intra-radiculares estudadas.

4.3. Tratamento endodôntico

4.3.1. Instrumentação do canal radicular

Foi realizada instrumentação do canal radicular por meio de sequência de brocas Gates-Glidenn (Malleiffer, Ballaigues, Switzerland) com irrigação de hipoclorito de sódio a 1%, até alcançar o forame apical, com visão direta do ápice. As brocas Gates-Glidenn n° 2 e 3 foram utilizadas em toda a extensão do canal radicular e a broca Gates-Glidenn n° 4 apenas em seu terço cervical (Figura 3). A irrigação final do canal foi realizada com soro fisiológico.

4.3.2. Obturação do canal radicular

A obturação do canal radicular foi realizado com cones de gutta-percha (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e cimento endodôntico (Sealer 26, Dentsply, New York, USA) utilizando a técnica de condensação lateral (Figura 3).

4.3.3. Alívio do canal radicular

O alívio dos canais foi realizado com calcadores de Paiva (SS White Duflex, Rio de Janeiro, Brasil) aquecidos ao rubro na extensão correspondente a cada grupo experimental, empregando como referência limitador de penetração (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), possibilitando desta forma remanescente obturador de no mínimo 5,0mm. Foram utilizadas brocas tipo largo n° 5 (Dentsply - Imp. Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ), para os preparos dos diferentes tipos de pinos, na extensão correspondente ao alívio, associadas ao limitador de penetração. Estas brocas possuem diâmetro correspondente aos pinos pré-fabricados selecionados, sendo o preparo para o

núcleo metálico fundido realizado com um terço do diâmetro radicular (Figura 3).

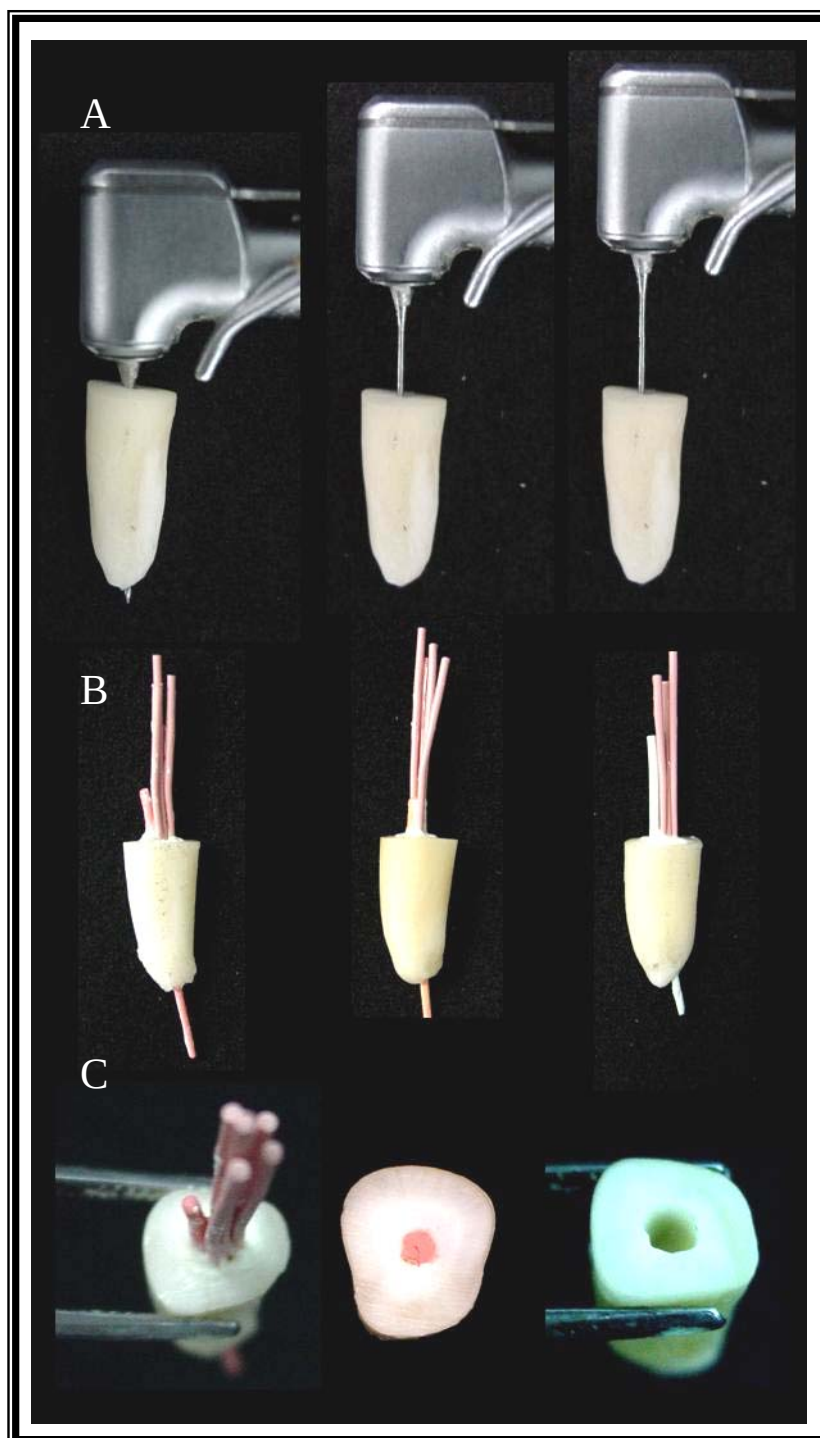


Figura 3. A- Sequência de brocas Gates-Glidenn, B- Obturação do canal radicular, C- Alívio do canal radicular.

4.4. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo (Mühlemann & Zander, 1954), o mesmo foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum-F, 3M-Espe, St Paul, USA) (Soares et al., 2005). Para desenvolvimento do processo de inclusão foi utilizado processo descrito por Soares et al. (2005). O dente foi demarcado com caneta para retroprojeto distando 4,0 mm apicalmente do limite coronário e a porção radicular recoberta com cera utilidade com espessura 0,3 mm. A raiz foi fixada com cera rosa 7, e uma lima endodôntica que foi fixada à haste de delineador protético, foi inserida no canal radicular proporcionando alinhamento entre a direção do conduto e coroa (Carlini, 1999). A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente a direção do conduto radicular, e sobre esta, foi posicionado cilindro de PVC e um filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 6,0 mm, obtida com vazador para couro nº 6. O dente foi fixado à película, com cera rosa 7. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em placa com perfurações circulares de 15,0 mm. Um Cilindro de PVC com 15,0 mm de altura e 18,0 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera rosa 7 em torno da raiz do dente. Resina de poliestireno auto-polimerizável (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de bicarbonato e água. O material de moldagem foi inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 4,0 mm apicalmente do limite coronário coincida com a superfície do cilindro de

resina de poliestireno. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11 e as amostras armazenadas em água destilada. Com esse protocolo obtivemos amostra com raiz de 15,0 mm de comprimento e implantação em resina de poliestireno de 13,0 mm (Figura 4).

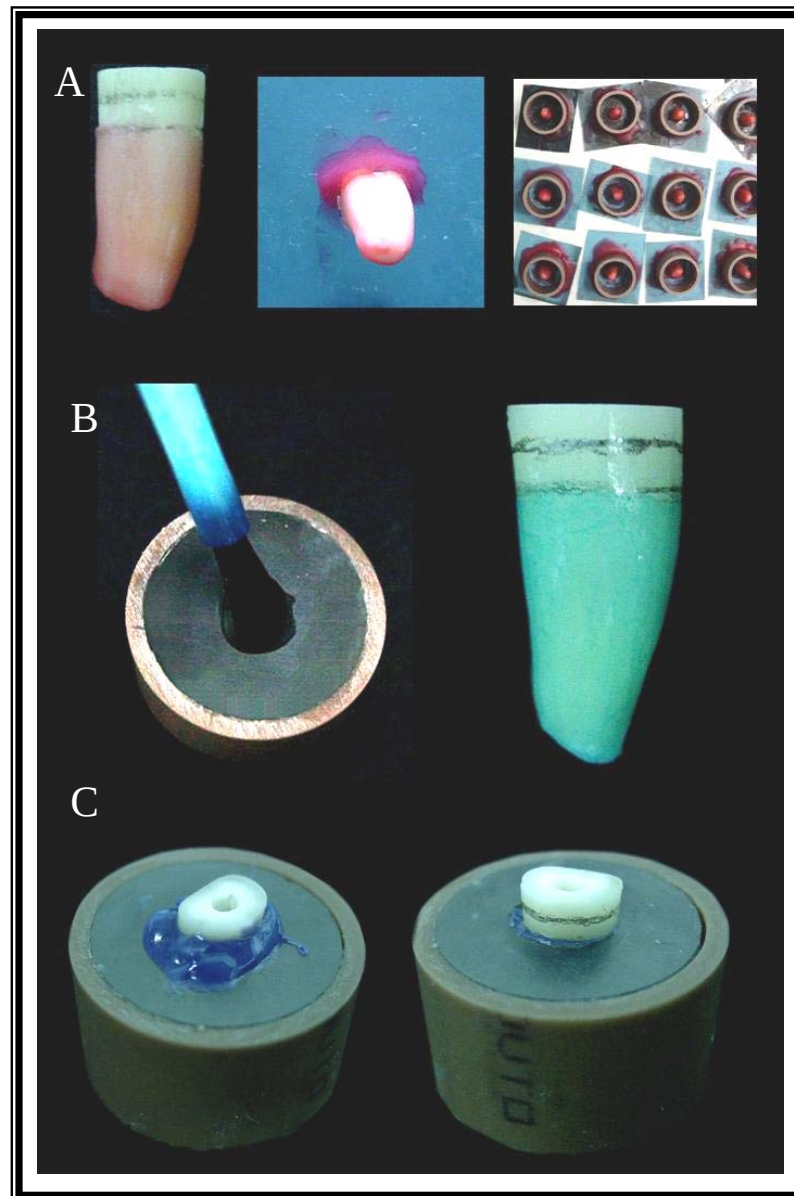


Figura 4. A- Alívio em cera e inclusão em resina de poliestireno, B- Aplicação do adesivo do material de moldagem utilizado no alvéolo artificial, C- simulação do ligamento periodontal na inclusão da raiz no alvéolo artificial.

4.5. Confeção dos núcleos moldados e fundidos

Para a confecção dos núcleos moldados e fundidos foi realizada a moldagem direta do canal radicular e confecção da porção coronária com pinos pré-fabricados (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) e reembasados com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental, USA). A altura da porção coronária dos núcleos moldados e fundidos foi padronizada em 6,0 mm. Os padrões em resina foram enviados ao Laboratório de Prótese Dental da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia, e fundidos em liga Níquel-Cromo (Kromalit, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) (Figura 5).

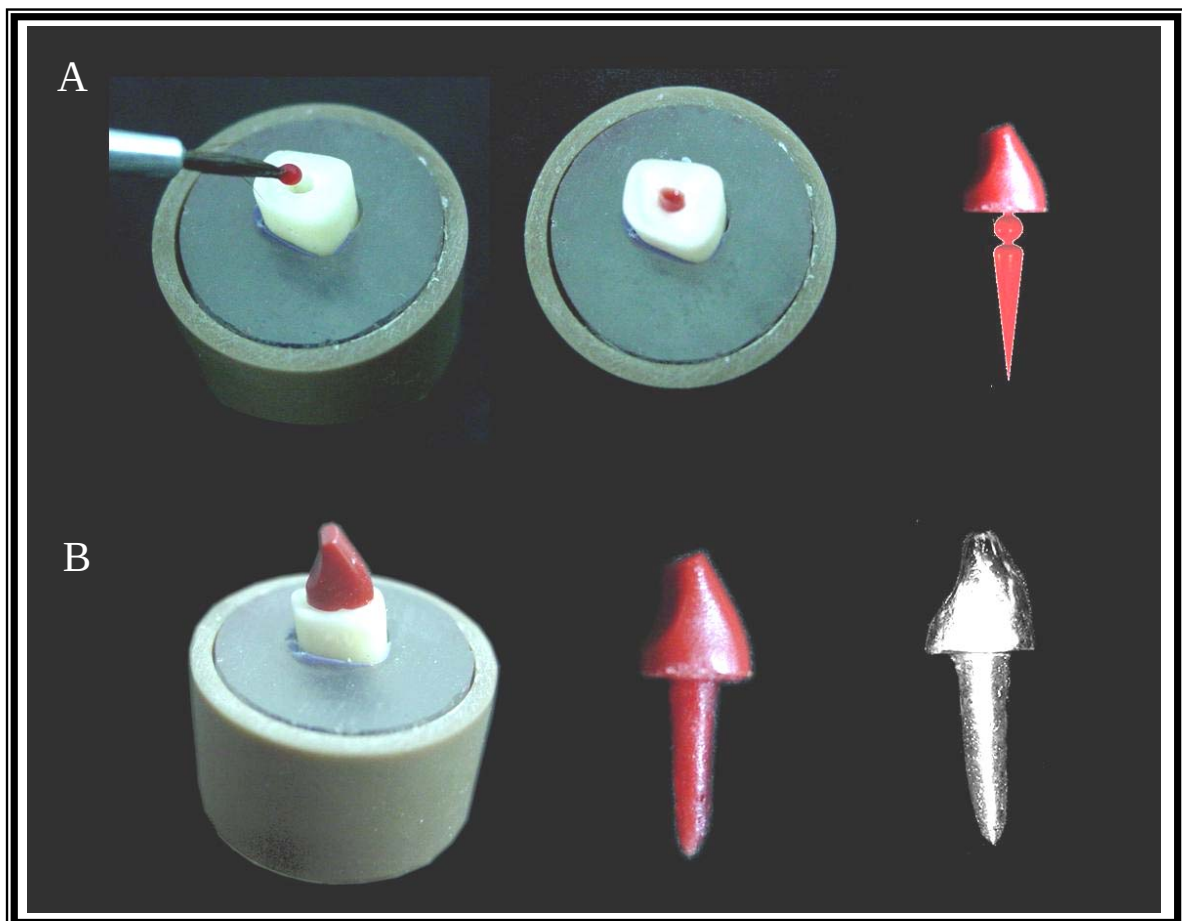


Figura 5. A- Moldagem do canal radicular, B- Padrão em resina acrílica e NMF em liga NiCr.

4.6. Cimentação dos retentores intra-radiculares

Para cimentação de todos os retentores intra-radiculares, o seguinte protocolo foi realizado: o remanescente radicular foi condicionado com ácido fosfórico a 37% (Dentsply - Imp. Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ) durante 15s, lavado por 15s e secos com cones de papel absorvente (Dentsply - Imp. Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ). Foi aplicada uma camada do componente nº 1- Primer, do sistema adesivo (Scotchbond Multi-Use Plus, 3M-ESPE, St Paul, USA), após 20s foi removido o excesso com cones de papel absorvente e aplicada uma camada do componente nº 2- Adesivo (Scotchbond Multi-Use Plus, 3M-ESPE, St Paul, USA). Após remoção do excesso com cones de papel absorvente, foi fotoativado por 20s pela abertura do canal com unidade polimerizadora de luz halógena com 800mW/cm² (XL-3000, 3M-ESPE, St Paul, USA). O tratamento do pino foi realizado por meio de limpeza com álcool 70%, lavado e seco com jato de ar, seguido da aplicação do agente de união (Silano, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) durante 1 min. A fixação foi realizada com cimento resinoso de ativação química (Cement Post, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) manipulado e inserido de acordo com instruções do fabricante. O conjunto raiz-pino foi submetido à carga constante de 500g por cinco minutos (Figura 6).

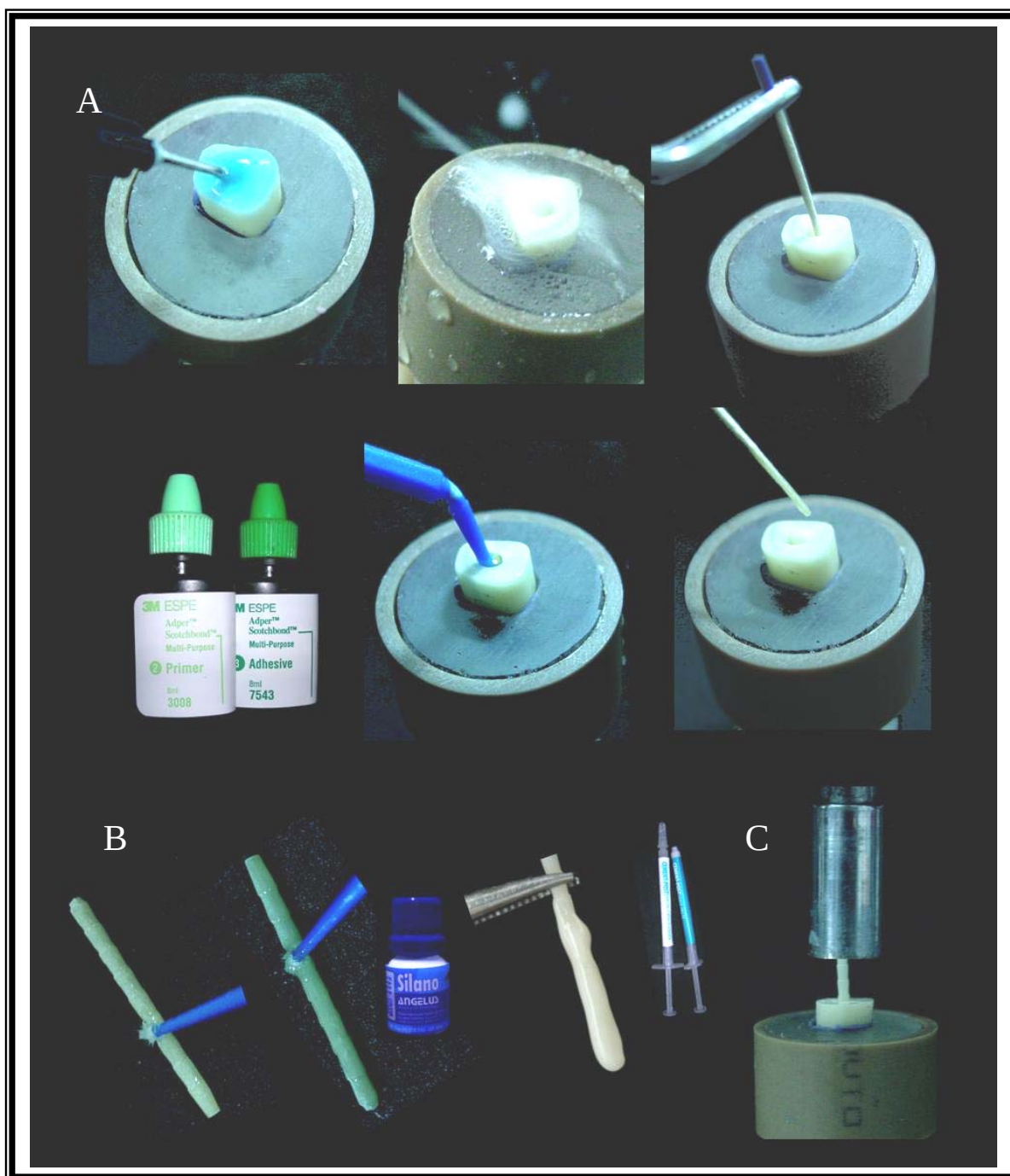


Figura 6. A- Protocolo de tratamento do remanescente dental, B- Protocolo de tratamento do retentor intra-radicular, C- Retentor intra-radicular sob carga constante.

4.7. Confeção dos núcleos de preenchimento

Após a cimentação dos pinos pré-fabricados, o núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta microhíbrida na cor A3 (Filtek Z250, 3M-ESPE, St Paul, USA) por meio de técnica incremental. Uma matriz de acetato (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, Brasil) foi confeccionada em plastificadora a vácuo (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, Brasil) a partir dos núcleos moldados e fundidos e utilizada na inserção da última camada de resina composta, proporcionando a padronização dos modelos (Figura 7).

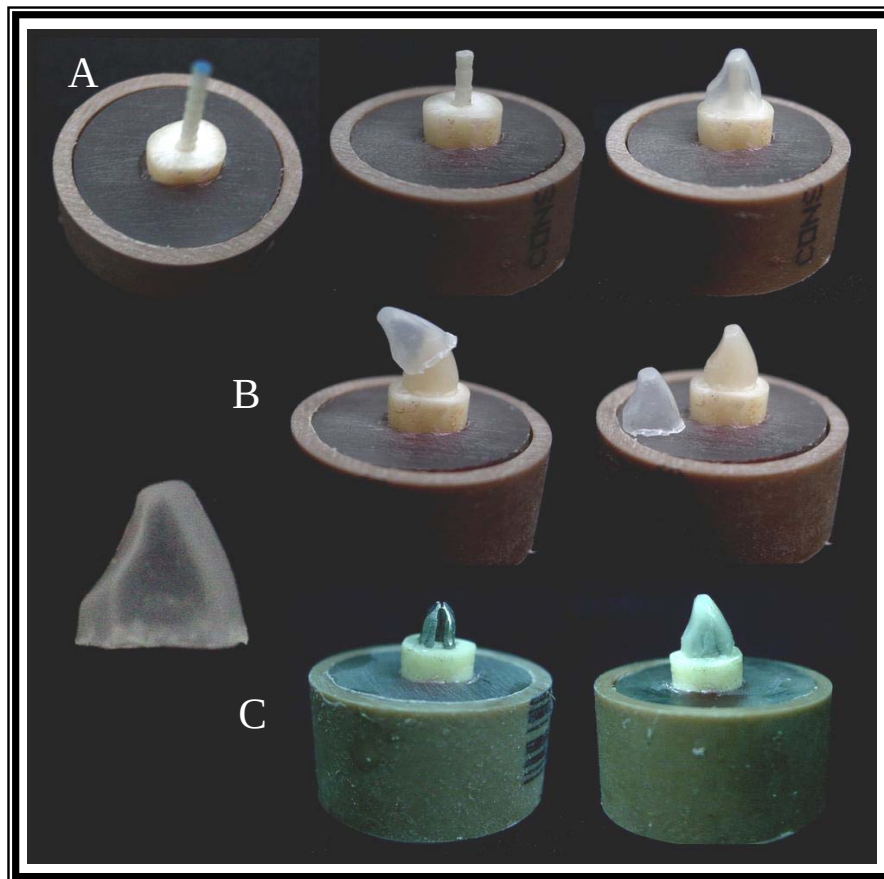


Figura 7. A- Posicionamento da matriz de acetato, B- Confeção do núcleo de preenchimento para os PFV, C- Confeção do núcleo de preenchimento para os PPM.

4.8. Preparo do término cervical e definição da férula

O preparo para a coroa foi definido em estrutura dental com término em chanfrado e extensão de férula de 2,0mm e espessura de 1,5mm com ponta diamantada cilíndrica com extremo ogival (nº 3215, KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil) em angulação de 6,0° (Figura 8).

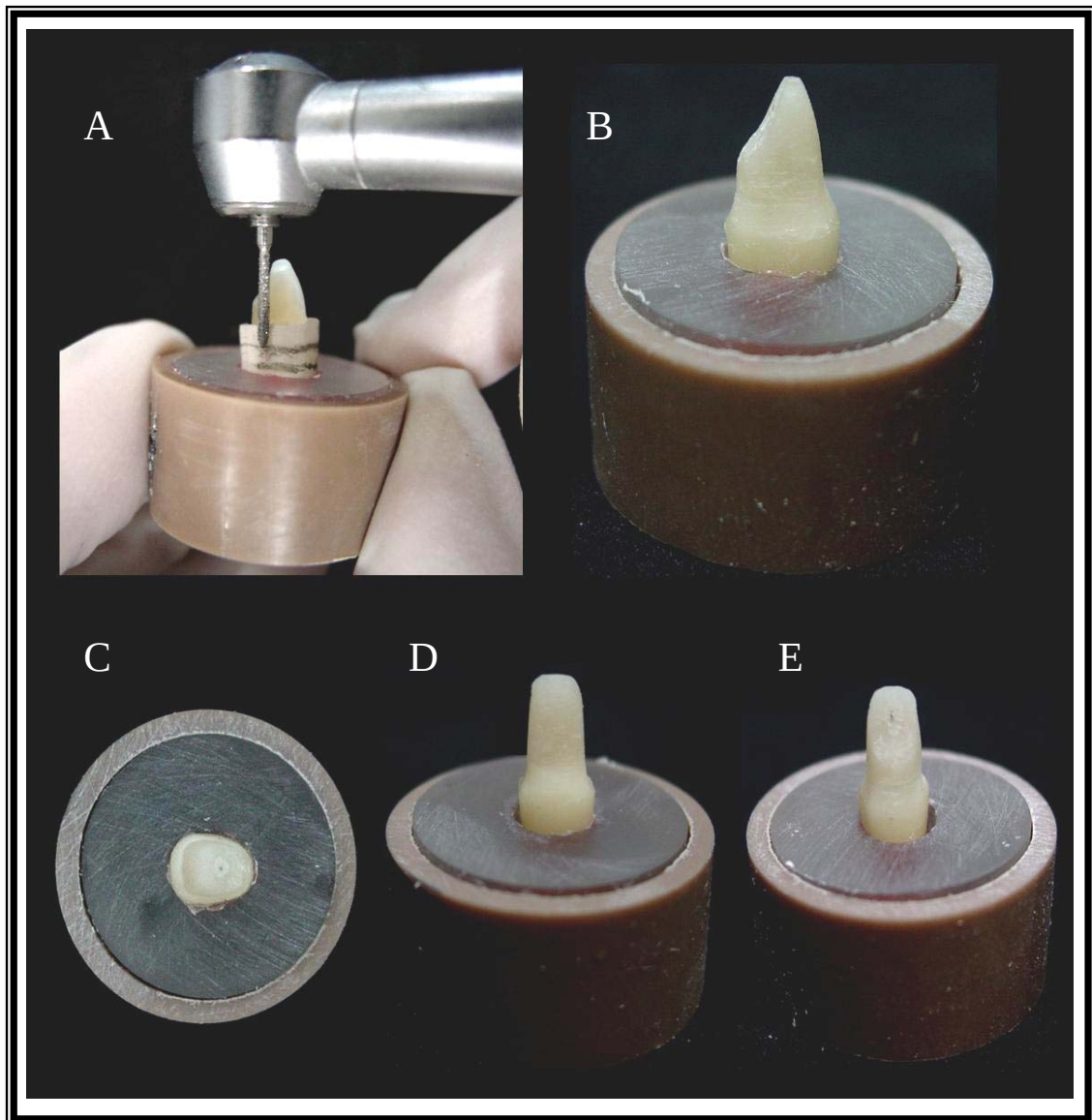


Figura 8. A- Preparo do término cervical, B- Vista proximal, C- Vista incisal, D- Vista vestibular, E- Vista palatina.

4.9. Confeção e cimentação das coroas metálicas.

As amostras foram moldadas empregando moldeira individual adaptada de tampa de agulhas anestésicas descartáveis (Injecta Indústria e Comércio Ltda, Diadema, Brasil) e material de moldagem a base de poliéter (Impregum F, 3M Espe, St.Paul, USA). O molde foi vazado com gesso tipo IV (Durone IV, Dentsply - Imp. Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ), após 1 hora o modelo foi removido e os excessos de gesso eliminados (Figura 9). O padrão de fundição das coroas metálicas foi construído em cera (Degussa, Hanau, Alemanha), por meio de matriz de silicone (Aerojet, São Paulo, Brasil) para padronização das coroas e de nicho palatino para aplicação de carga durante os testes. Esta matriz foi confeccionada a partir da moldagem de uma coroa padrão de incisivo superior com 10,0 mm de comprimento em resina composta (Filtek Z250, 3M-ESPE, St Paul, USA) com nicho palatino para aplicação de carga esculpido. As coroas foram fundidas em liga de Níquel-Cromo (Kromalit, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) por meio da técnica da cera perdida. As coroas metálicas tiveram sua espessura padronizada em 1,5mm e sua altura cervico-incisal em 10,0mm (Figura 10). Foi aplicado o silano (Silano, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) durante 1 minuto na porção interna da coroa e então estas foram cimentadas com cimento resinoso de ativação química (Cement Post, Ângelus, Londrina, PR, Brasil). Os excessos de cimento foram removidos sob carga constante de 500g por cinco minutos (Figura 11).



Figura 9. Moldagem do preparo e confecção do modelo.

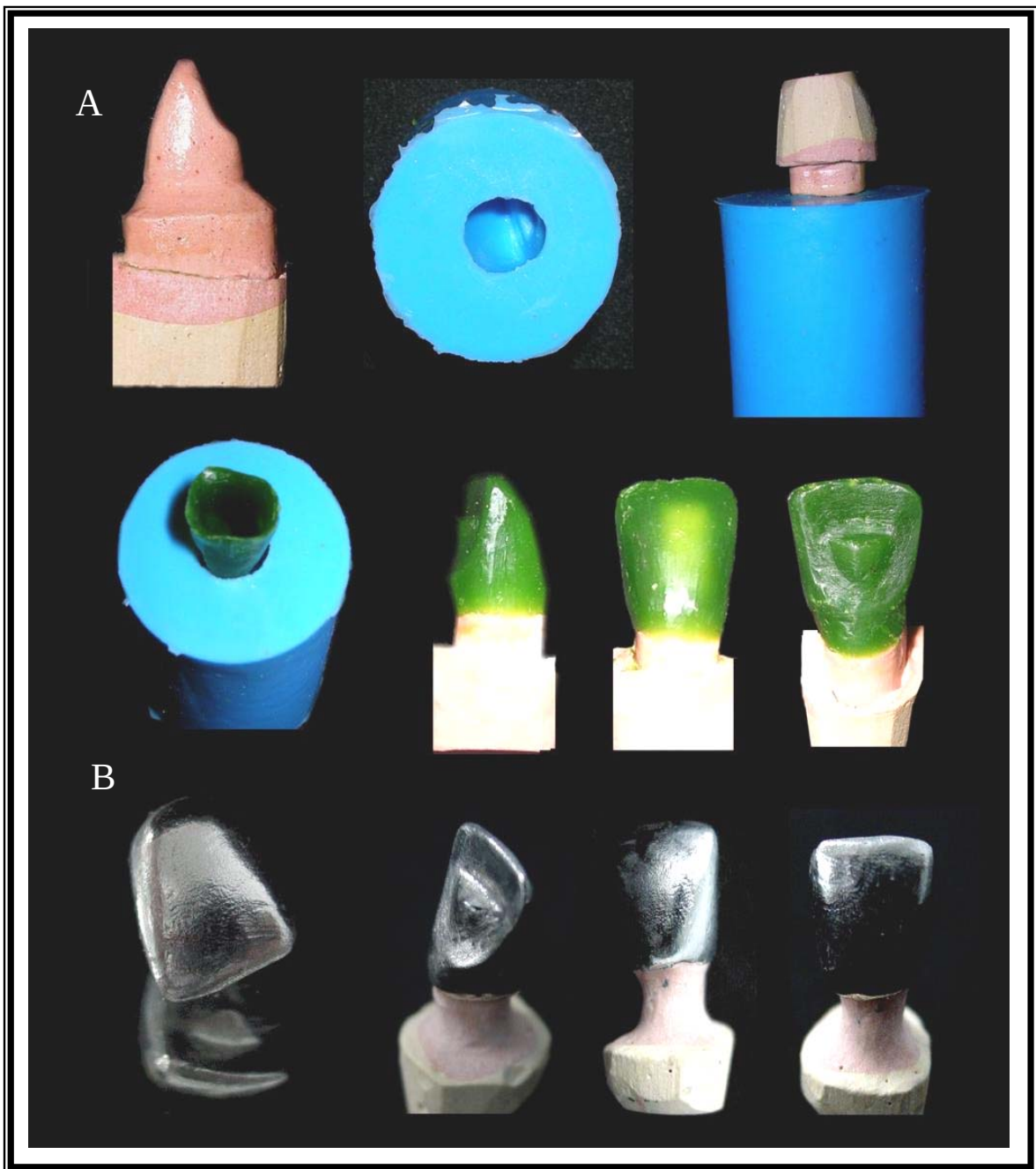


Figura 10. A- Padronização e enceramento das coroas, B- Coroas metálicas fundidas em liga NiCr.

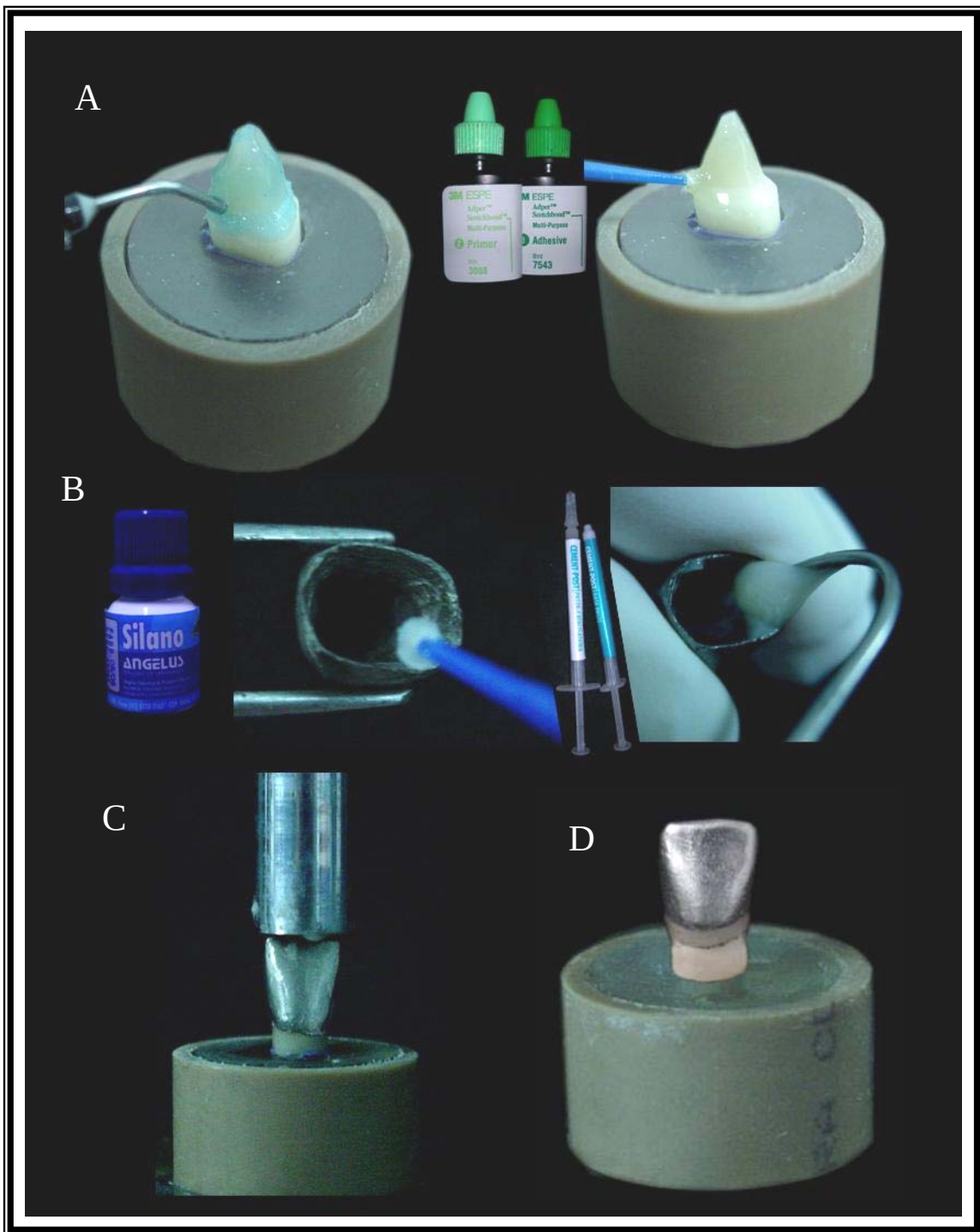


Figura 11. A- Protocolo de tratamento dental, B- Protocolo de tratamento das coroas metálicas, C- coroa metálica cimentada sob carga constante, D- coroa metálica após cimentação.

4.10. Ensaio mecânico de extensometria

Das amostras preparadas para o ensaio mecânico de resistência à fratura, foram selecionadas cinco amostras de cada subgrupo com volumes semelhantes. Nestas amostras, dois extensômetros tipo PA-06-060BG-350LEN (Excel Sensores, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,10 foram utilizados. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de Constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com 4,1mm², resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre soldados nos terminais.

Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram fixados na face externa da dentina radicular, sendo um na face mesial na direção horizontal e outro na face vestibular na direção vertical de cada amostra, posicionados 1,0 mm apicalmente do término cervical. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil). Os excessos de adesivo foram removidos, e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil) (Figura 12). Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de ½ ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a um outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise) servindo como amostra de compensação de temperatura (Figura 12, 13,14 e 15). As amostras foram inseridas em dispositivo metálico para

sustentação e reforço do cilindro de resina (Erios, São Paulo, Brasil), sendo posicionado na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil). As amostras foram submetidas à aplicação de carga tangencial de compressão em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente. Este ângulo foi selecionado devido à proximidade do ângulo inter-incisal ideal de 134,5° definido por análise ortodôntica (Classificação de Angle, Classe I; Moyers 1973). A carga tangencial de compressão foi aplicada sobre nicho na porção coronária palatina para avaliar a deformação frente a carregamento contínuo de 0 a 100 N, sob velocidade de 0,5 mm/min. Os dados obtidos por meio da placa de aquisição de dados foram capturados por meio de software específico (Lynx, São Paulo, SP, Brasil). Foi medida a deformação horizontal, sentido vestibulo-lingual e vertical, sentido cervico-apical, sendo obtidos dois valores de deformação por amostra. Durante a aplicação da carga a placa de aquisição de dados coletou 1 nível de microdeformação (μ s) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 100N. Após o teste de extensometria as amostras foram reintegradas aos seus respectivos grupos para posterior teste de resistência à fratura.

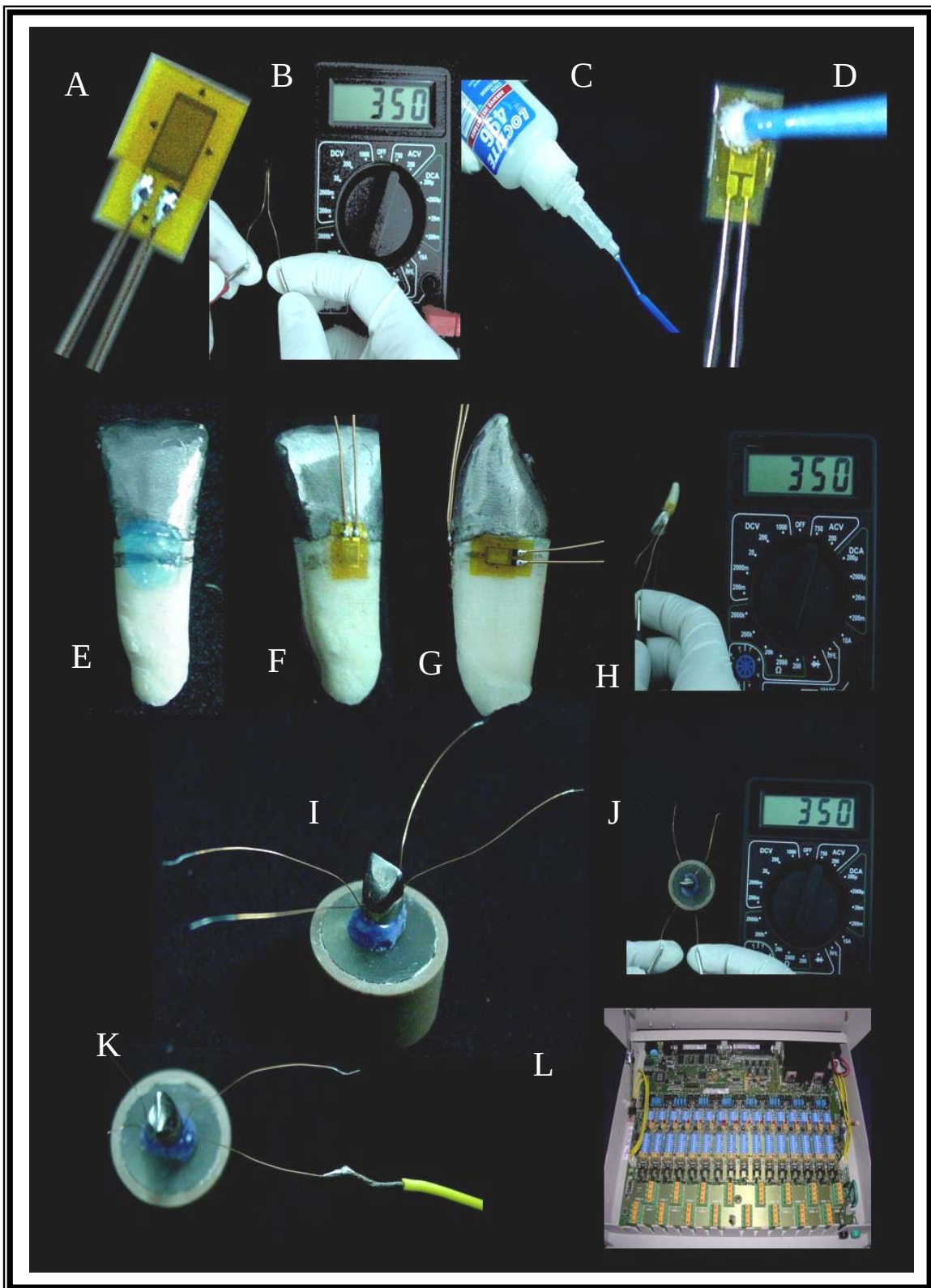


Figura 12. A- Extensômetro utilizado, B- mensuração da resistência do extensômetro, C- cola de cianoacrilato para fixação, D- cola de cianoacrilato aplicada no extensômetro, E- Condicionamento ácido da superfície a ser

aderida, F- Extensômetro aderido na face vestibular, G- Extensômetro aderido na face mesial, H- mensuração da resistência após colagem do extensômetro, I- amostra com extensômetros aderidos e novamente incluída, J- mensuração da resistência após inclusão da amostra, K- soldagem dos fios, L- Placa de aquisição de dados.

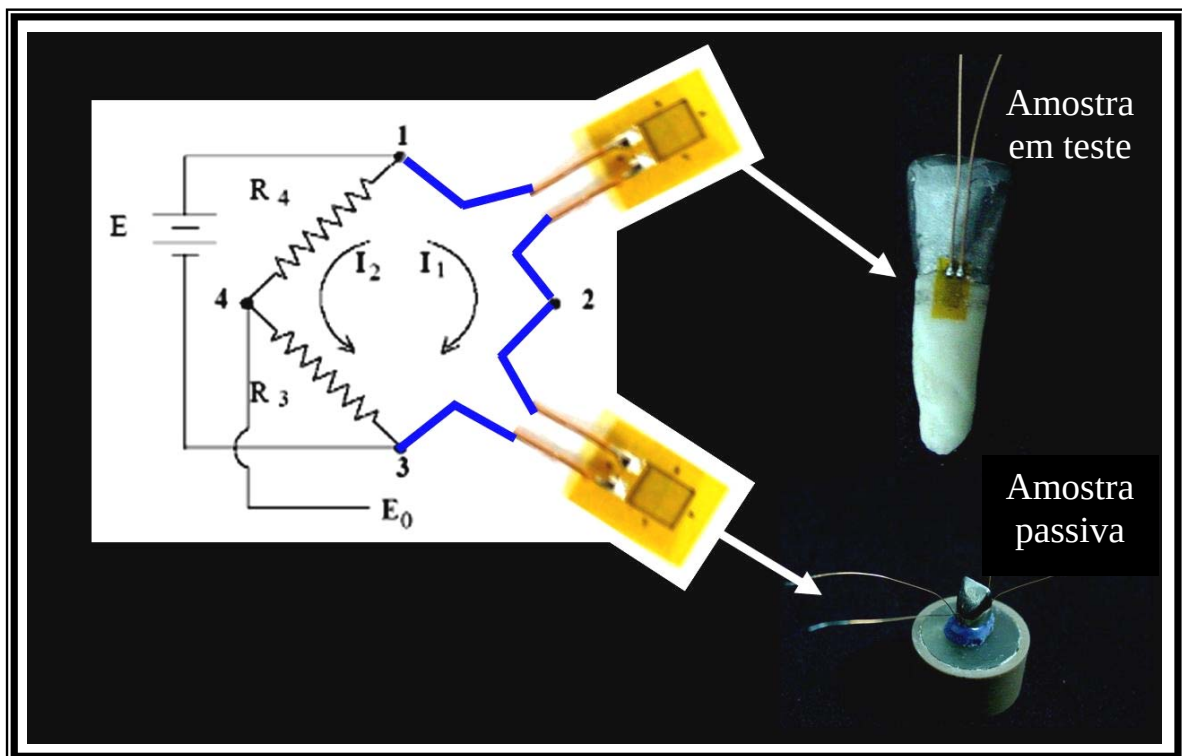


Figura 13. Esquema ilustrativo da análise de microdeformação da superfície vestibular utilizando sistema de meia-ponte de Wheatstone.

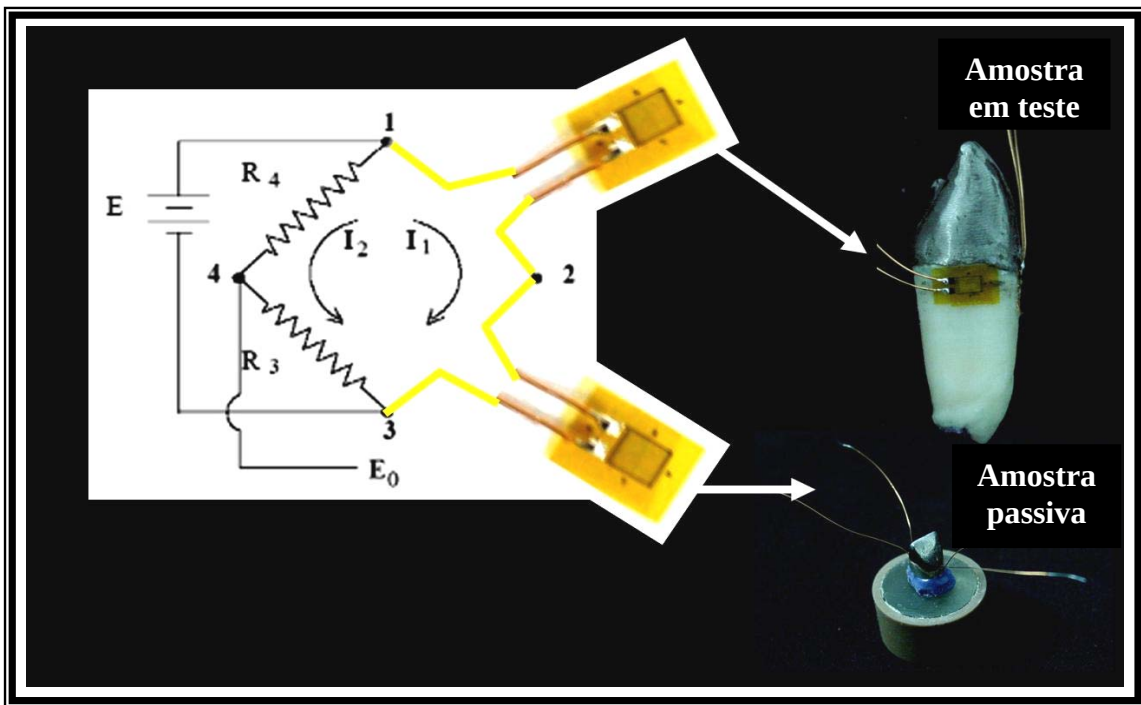


Figura 14. Esquema ilustrativo da análise de microdeformação da superfície mesial utilizando sistema de meia-ponte de Wheatstone.

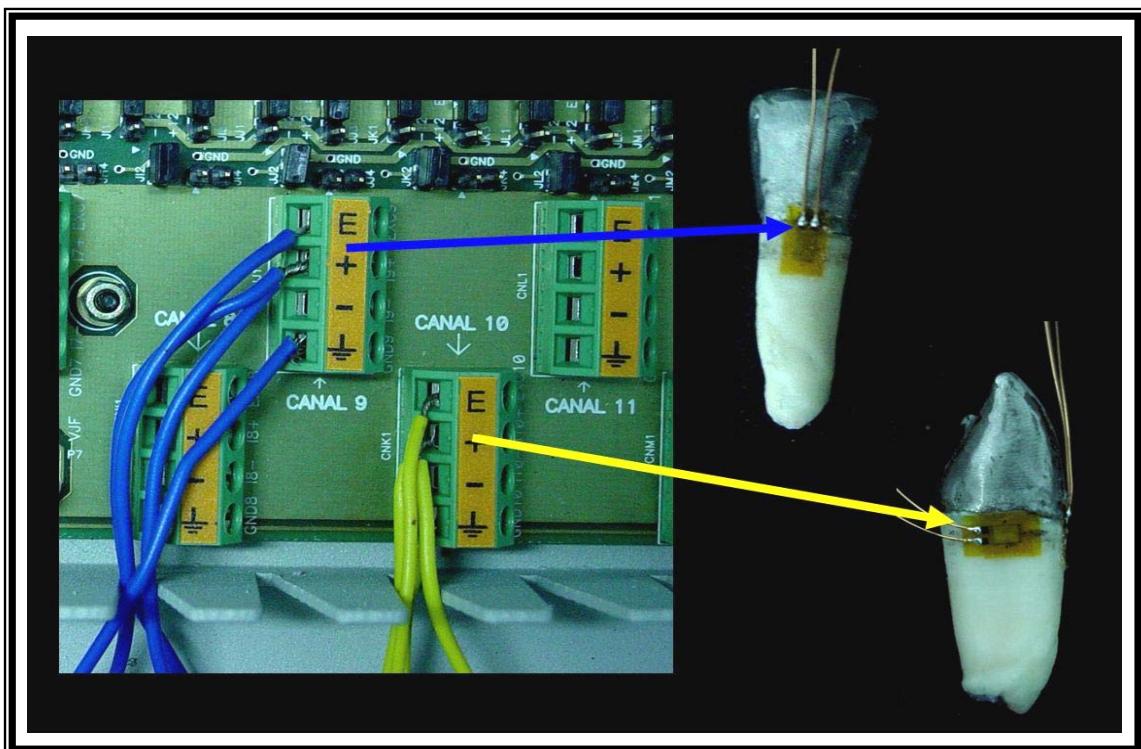


Figura 15. Esquema ilustrativo dos canais da placa de aquisição de dados, onde o canal com fios azuis está conectado ao extensômetro da vestibular e o

canal com fios amarelos está conectado ao extensômetro da mesial em sistema de meia-ponte de Wheatstone.

4.11. Ensaio mecânico de resistência à fratura

Para padronizar a temperatura e umidade durante o teste de resistência a fratura, foi construído sistema de circulação de água composto por cilindro acrílico com 150 mm de diâmetro e 200 mm de altura, fixado a base de aço inoxidável (Erios, São Paulo, Brasil), com duas vias de circulação de água no qual o mesmo dispositivo de inclusão dos espécimes utilizado no ensaio de extensometria foi posicionado. Este sistema de circulação de água foi ligado a um recipiente com capacidade para 10 litros com sistema de bombeamento contínuo e aquecedor digital (Quimis, São Paulo, Brasil), padronizando assim a temperatura a 37 °C em 100% de umidade (Faculdade de Odontologia/ Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia, Brasil). Os espécimes foram posicionados na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) e submetidos a carregamento tangencial contínuo por meio de ponta na forma de faca com espessura de 0,2 mm na ponta ativa sob velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da amostra. A força requerida (N) para causar a fratura foi mensurada por meio de célula de carga de 500N ligado a um software (TESC; EMIC) (Fig. 16).

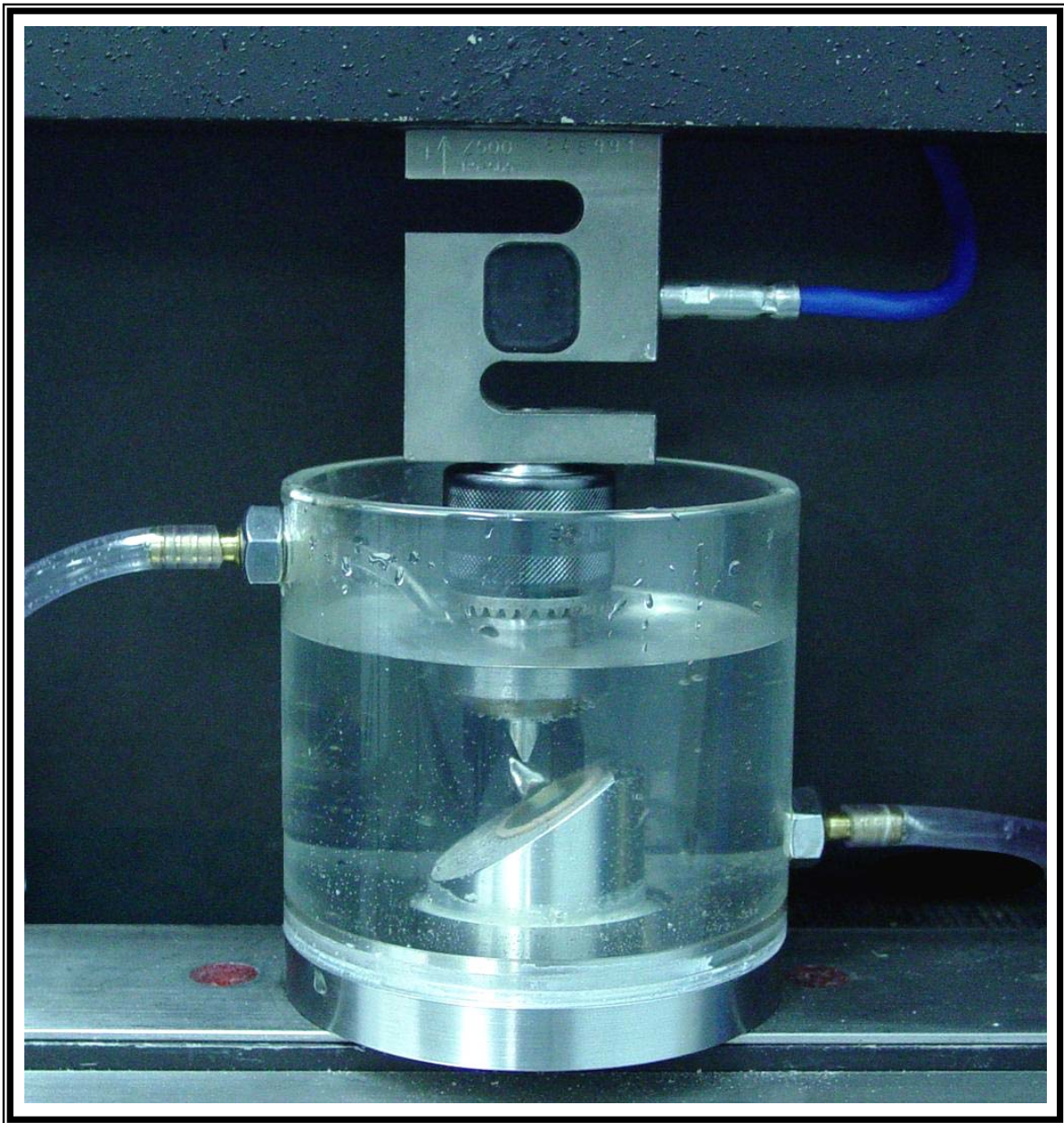


Figura 16. Amostra posicionada em ângulo de 135° com seu longo eixo em dispositivo com duas vias de circulação de água para padronização da temperatura em 37 °C e de 100% de umidade.

Os dados de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância fatorial (3X3), seguido pelo teste de Tukey Honestly Significant Difference-HSD. Para todos os testes foi utilizado nível de significância de $\alpha=,05$.

4.12. Análise do padrão de fratura

Os espécimes fraturados foram analisados para determinar o padrão de fratura usando modificação do modelo de classificação proposto por Zhi-Yue & Yu-Xing (2003) (Figura 17):

- I- fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor,
- II- fratura radicular no terço cervical,
- III- fratura radicular no terço médio,
- IV- fratura radicular no terço apical,
- V- fratura radicular longitudinal.

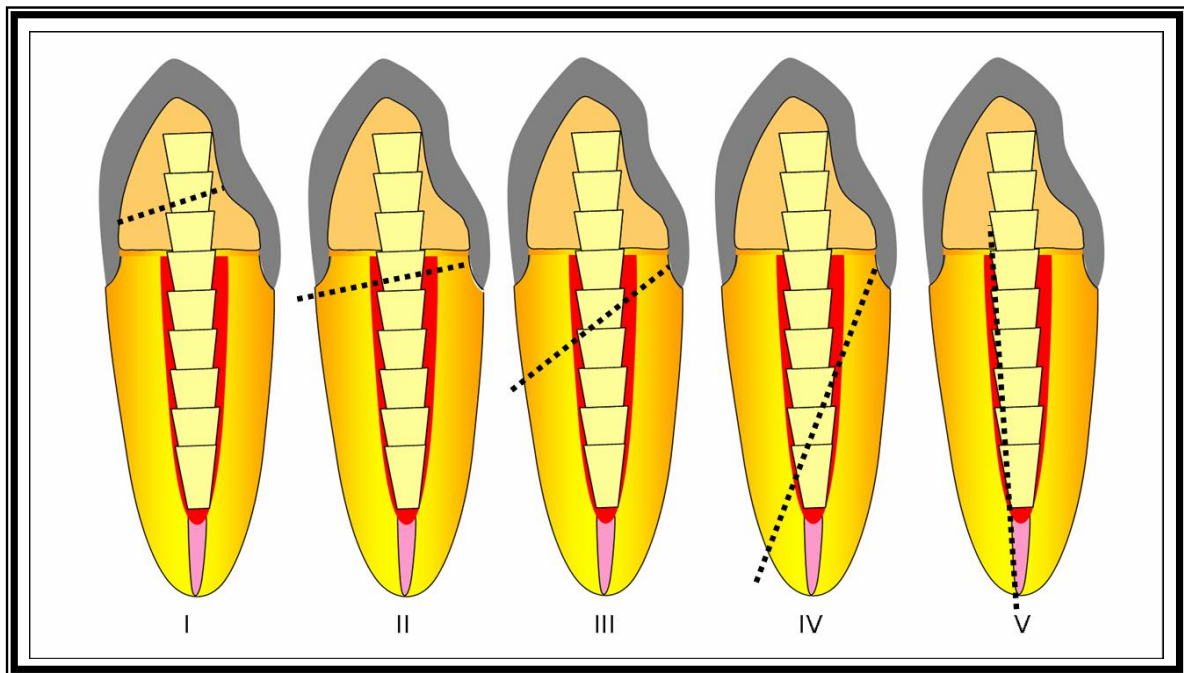


Figura 17. Desenho esquemático do modelo de classificação do padrão de fratura.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 Extensometria

Os valores médios de deformação dos grupos experimentais estão apresentados na Tabela 2. Diante da diminuição da extensão do pino, todos os grupos experimentais apresentaram aumento dos valores de microdeformação na face vestibular. No entanto, o grupo PFV apresentou discreto aumento quando comparado aos grupos NMF e PPM que apresentaram valores de microdeformação duas vezes maior na extensão de 5,0 mm. Na face mesial, o grupo PFV apresentou deformação desprezível em todas as extensões, enquanto que os grupos NMF e PPM apresentaram aumento progressivo dos valores de microdeformação demonstrando que com a diminuição da extensão dos retentores intra-radiculars a deformação de tração na porção radicular cervical cervical .

Tabela 2. Valores médios de microdeformação (μ S) e DPs na face vestibular (V) e mesial (M) dos grupos experimentais (n= 5).

Tipos de retentores	Extensão do retentor intra-radicular					
	10,0 mm		7,5 mm		5,0 mm	
	V	M	V	M	V	M
NMF	335 (38,07)	90 (25,08)	460 (147,47)	130 (90,82)	730 (139,64)	200 (93,54)
PPM	700 (100,00)	106 (43,93)	960 (181,65)	138 (44,38)	1360 (114,01)	216 (56,83)
PFV	780 (228,03)	78 (22,80)	840 (151,65)	80 (15,81)	880 (277,48)	80 (15,81)

μS

Extensometria

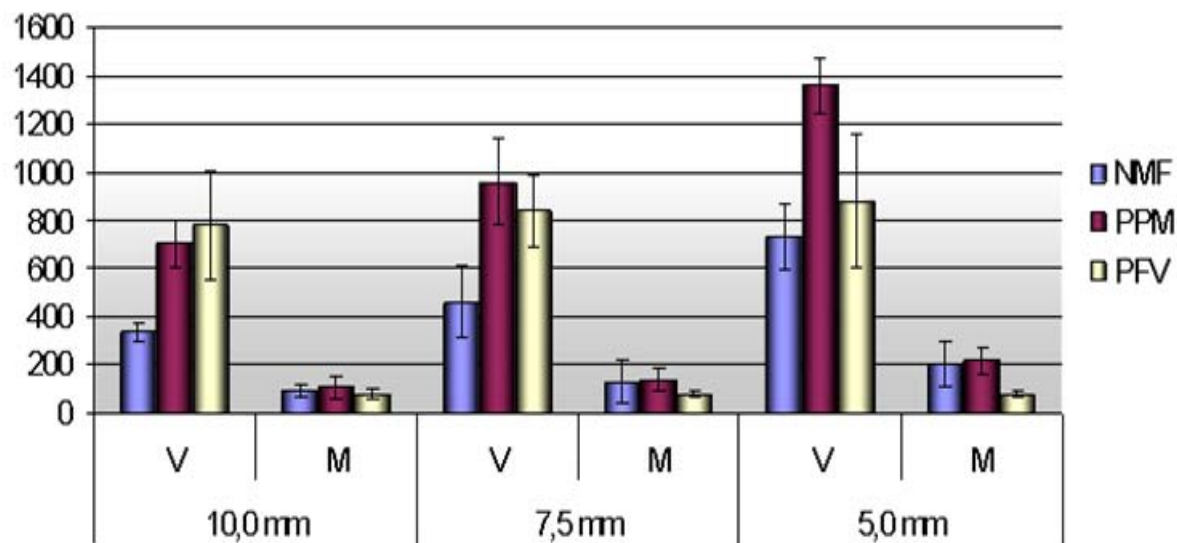


Gráfico 1. Valores médios de microdeformação (μS) e DPs na face vestibular (V) e mesial (M) dos grupos experimentais.

5.2 Resistência à fratura

Os valores médios de resistência à fratura dos grupos experimentais estão apresentados na Tabela 3. A análise de variância mostrou que houve diferença estatisticamente significativa para o fator tipo de pino ($p=,004$), para o fator extensão radicular ($p<,000$) e para a interação entre os dois fatores ($p<,000$). A extensão do retentor intra-radicular foi fator significativo para os grupos NMF e PPM, e não significativa para o grupo PFV. Na extensão de 10,0 mm o grupo PFV foi menos resistente que o grupo NMF e não apresentou diferença estatisticamente significativa para o grupo PPM. Quando houve a diminuição da extensão do pino, o grupo PFV manteve seus valores de resistência à fratura enquanto os grupos NMF e PPM tiveram uma progressiva

diminuição destes valores. Na extensão de P5 e P7,5 o grupo PFV apresentou resistência estatisticamente superior aos grupos NMF e PPM.

Tabela 3. Valores médios de resistência à fratura e desvio padrão (N) e categorias estatísticas dos grupos experimentais (n= 15).

Tipos de retentores	Extensão do retentor intra-radicular		
	10,0 mm	7,5 mm	5,0 mm
NMF	769,85 (68,5) ^{Aa}	540,01 (86,2) ^{Bab}	399,23 (90,0) ^{Cb}
PPM	698,76 (96,8) ^{Aab}	502,77 (134,7) ^{Bb}	390,16 (94,6) ^{Cb}
PFV	618,46 (177,5) ^{Ab}	615,76 (127,7) ^{Aa}	607,18 (139,7) ^{Aa}

Letras diferentes representam diferenças significativas entre os grupos. Letras Maiúsculas representam comparação na horizontal (fator comprimento) e letra minúscula representa comparação na vertical (fator retentor) para o teste Tukey ($p < ,05$)

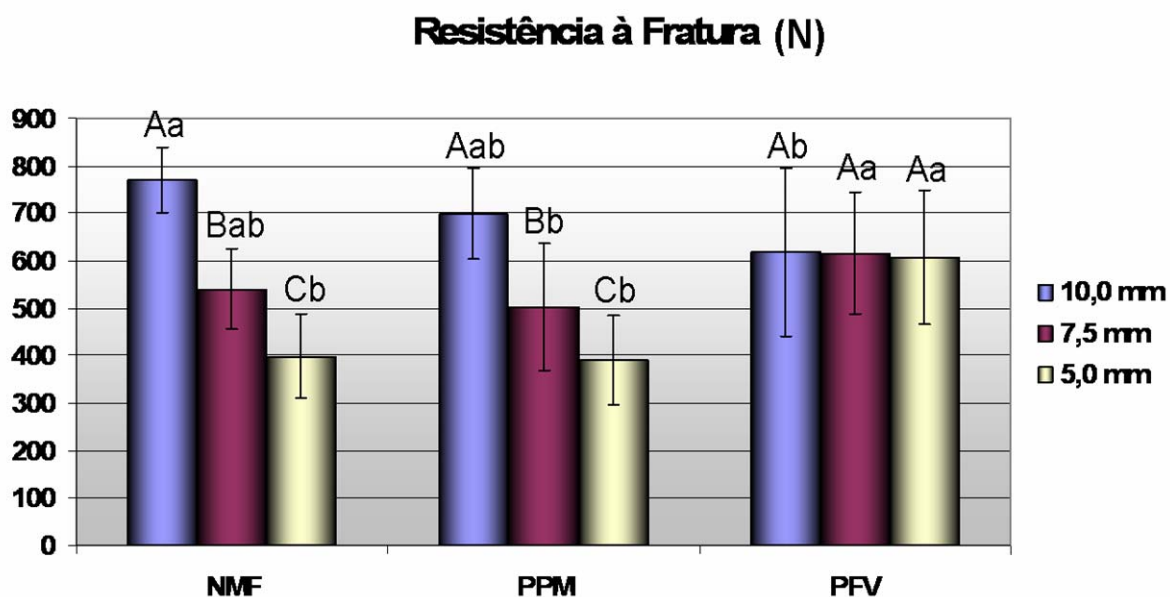


Gráfico 2. Valores médios de resistência à fratura e desvio padrão (N) e categorias estatísticas dos grupos experimentais

5.3 Padrão de fratura

A distribuição do padrão de fratura está descrito na Tabela 4. Os grupos PPM e NMF apresentaram prevalência de fraturas radiculares impossibilitando posterior reparo da restauração. No grupo PFV, das 45 amostras testadas, 44 apresentaram fraturas tipo I, ou seja, fraturas com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor intra-radicular, sendo então passíveis de substituição da restauração sem comprometimento radicular.

Tabela 4. Distribuição do padrão de fratura para os grupos experimentais (n=15).

Tipos de retentores	Extensões dos retentores	Distribuição do padrão de fratura				
		I	II	III	IV	V
NMF	5,0 mm	-	11	1	-	3
	7,5 mm	-	-	9	2	4
	10,0 mm	-	-	-	-	15
PPM	5,0 mm	1	10	1	-	3
	7,5 mm	4	-	8	1	2
	10,0 mm	5	-	-	2	8
PFV	5,0 mm	15	-	-	-	-
	7,5 mm	15	-	-	-	-
	10,0 mm	14	1	-	-	-

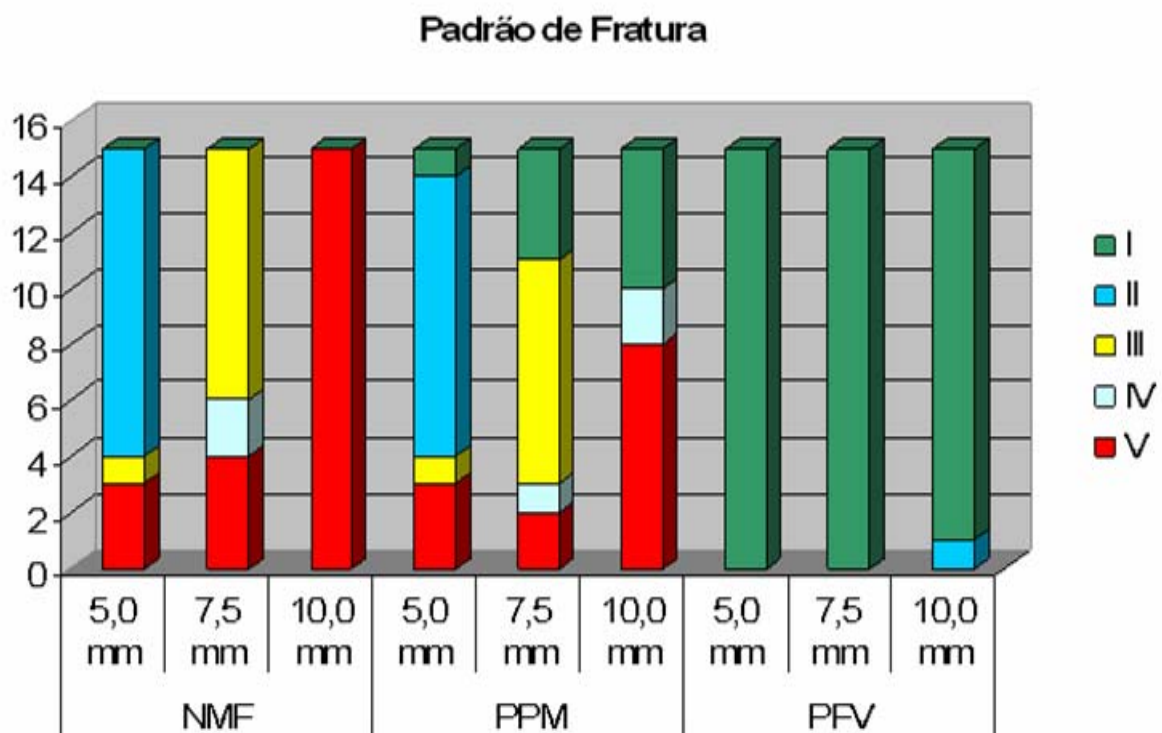


Gráfico 3. Distribuição do padrão de fratura para os grupos experimentais

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A primeira hipótese foi aceita; o tipo de retentor intra-radicular influenciou na deformação, resistência à fratura e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente. A segunda hipótese foi parcialmente aceita, sendo que a menor extensão do retentor intra-radicular aumentou a deformação e diminuiu a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados apenas com pinos metálicos.

Apesar de serem empregados com alta frequência e apresentarem grande credibilidade, os ensaios laboratoriais mecânicos e destrutivos apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras no momento que antecede a fratura (Rees et al., 1994). Desta forma, é importante a associação com análises laboratoriais não-destrutivas, como ensaios de extensometria, para análise comportamental da deformação radicular e relação com posteriores resultados de resistência e padrão de fratura (Rees et al., 1994). Isto porque a transmissão da energia de deformação para a extremidade da trinca fornece energia para a sua propagação, sendo que a velocidade na qual a trinca é alimentada pela energia depende da taxa de mudança de forma do material adjacente a trinca (Kishen et al., 2004). Consequentemente, a resistência à fratura pode ser aumentada por algum mecanismo que aumente a quantidade de energia requerida para a propagação da trinca inicial (Kishen et al., 2004).

Assif et al., (1989) e King et al.,(1990), afirmaram que diante da clara correlação existente entre material restaurador e fratura radicular, o material constituinte de pinos intra-radiculares deve apresentar módulo de elasticidade similar ao da dentina para homogênea distribuição de tensões ao longo do pino

e da raiz. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, com relação ao tipo de retentor intra-radicular com extensão de 10,0 mm, observou-se que o grupo experimental NMF apresentou o menor valor médio de deformação na face vestibular, e o maior valor médio de resistência à fratura sendo diferente estatisticamente apenas do grupo PFV. Entretanto, é importante salientar que o padrão de fratura encontrado nos grupos NMF e PPM é menos favorável, por envolver fratura radicular, enquanto que para o grupo PFV a fratura ocorreu envolvendo núcleo de preenchimento, sendo passíveis de nova restauração. O princípio de estruturas rígidas resistirem maiores valores de carregamento e apresentarem menor deformação (Zarone et al., 2006) pode esclarecer o maior índice de fraturas em raízes restauradas com pinos metálicos quando comparados a pinos não metálicos demonstrado tanto em estudo in vitro (Mannocci et al., 1999) como em estudos clínicos (Mannocci et al., 2005; Naumann et al., 2005). Isto ocorre porque raízes restauradas por materiais com alto módulo de elasticidade se tornam mais rígidas por acumularem tensões em seu interior e consequentemente apresentarem menores níveis de deformação. Sendo assim, estas raízes são mais resistentes ao carregamento, não apresentando falhas no pino e núcleo de preenchimento, porém apresentam maior número de fraturas radiculares.

Outro fator de grande questionamento na seleção de retentores intra-radiculares está relacionado à extensão do pino. Maior sucesso na reabilitação de dentes tratados endodonticamente foi observado quando o comprimento do pino metálico é igual ou maior ao comprimento da coroa (Standlee et al., 1980; Sokol, 1984), enquanto que para pinos curtos, alta taxa de fratura radicular foi encontrada (Holmes et al., 1996). Trabert et al. (1978), afirmou que o

comprimento do pino metálico e a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente são diretamente proporcionais. Standlee et al., (1972), observaram menor concentração de tensões diante do aumento do comprimento de pino intra-radicular metálico: pinos com tamanho de $\frac{3}{4}$ da raiz promovem maior rigidez e menor flexão radicular quando comparados a pinos com profundidade de $\frac{1}{2}$ e $\frac{1}{4}$ do canal aliviado. Os resultados obtidos neste estudo comprovam a importância de maior extensão do retentor intra-radicular quando são utilizados pinos metálicos. Os valores de deformação para os grupos NMF e PPM tiveram aumento significativo quando a extensão do pino foi reduzida. Este aumento ocorreu tanto para a face vestibular quanto para a face mesial. Os valores de deformação na face mesial parecem ter particularmente maior relevância com relação à resistência e distribuição do padrão de fratura. Isto porque na direção horizontal na qual o extensômetro foi aderido na face mesial, os valores de deformação se relacionam com a deformação de tração ocorrida na face proximal da raiz, que tem início no interior do canal radicular e que podem se propagar por meio de trincas provocando eventuais fraturas radiculares longitudinais. Para o grupo PFV, com relação à diminuição da extensão do retentor intra-radicular, os valores de deformação sofreram discreta influência na face vestibular e nenhuma influência na face mesial, provavelmente isto ocorreu pela similaridade das propriedades mecânicas existentes entre o PFV e a dentina, não alterando o padrão de deformação. Os valores obtidos no teste de extensometria estão diretamente relacionados aos valores de resistência e padrão de fratura. Isto pode ser observado nos resultados dos grupos NMF e PPM que sofreram diminuição dos valores de resistência à fratura nas extensões menores,

enquanto que o grupo PFV permaneceu com seus valores de resistência à fratura estáveis em todas as extensões sendo superior aos grupos NMF e PPM na extensão de 5,0 mm.

Todas as amostras do grupo NMF apresentaram fratura radicular. As amostras do grupo PPM apresentaram maior número de fratura radicular do que fratura envolvendo núcleo de preenchimento, principalmente na extensão de 5,0mm onde cerca de 95% das amostras apresentaram fraturas radiculares. O grupo PFV apresentou padrão de fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento em todas as extensões, o que possibilitaria posterior reparo da restauração.

A estabilidade dos valores encontrados para o grupo PFV nas três extensões estudadas, pode ser justificada pelo baixo módulo de elasticidade similar ao da dentina, permitindo deformação do complexo restaurador semelhante ao do dente hígido dissipando as tensões ao longo de todas as estruturas do dente restaurado (Zarone et al., 2006). Materiais com baixo módulo de elasticidade como o pino de fibra de vidro, acompanham os movimentos flexurais naturais do dente, reduzindo a concentração de tensão nas interfaces, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Zarone et al., 2006). Materiais com alta rigidez, como os pinos metálicos, geram alta concentração de tensão nas interfaces modificando negativamente o comportamento biomecânico do complexo restaurador (Zarone et al., 2006). Torbjörner & Fransson (2004) afirmaram que a escolha do material apropriado para restauração intraradicular se baseia na opção por um material com baixo módulo de elasticidade, que geralmente conduz à falhas reparáveis, ou por um material

com alto módulo, que provavelmente apresentem falhas depois de um maior período, mas que sejam irreparáveis.

Outro fator importante relacionado com a diminuição da extensão de pinos de fibra de vidro é a possível perda de retenção e adesão dentro do canal radicular. Porém alguns estudos garantem os mesmos valores de retenção para pinos cimentados adesivamente em menores profundidades que dois terços do canal radicular (Nissan et al., 2001; Braga et al., 2006). Isto pode ser justificado pelo fato que, quando sistema adesivo foto-ativado é empregado para adesão em canais radiculares, a profundidade do preparo para inserção do pino usualmente excede a profundidade de polimerização conseguida com a maioria das unidades fotopolimerizadoras, prejudicando o padrão de adesão no terço apical (Hansen & Asmussen, 1997, Menezes, 2006). Consequentemente, outros estudos são necessários para concluir sobre a influência da adesão no terço apical na retenção final de pinos não metálicos.

Pelos resultados deste estudo, parece viável propor para restauração de dentes tratados endodonticamente em situações clínicas com variações anatômicas como raízes curtas, curvas, pequena inserção óssea, calcificação apical do canal radicular com conseqüente diminuição de material obturador, entre outras, a utilização de pinos não metálicos como alternativa viável. Pois, quando na relação de 7,5mm, que já determina uma profundidade aceitável clinicamente com cerca de 4,0 mm intra-ósseo, os PFV apresentaram resultados estatisticamente superiores aos NMF e PPM.

A determinação do material e da extensão ideal de retentores intraradiculares deve ser baseada em achados científicos e bom senso profissional, buscando equilíbrio capaz de alcançar melhores características biomecânicas.

Pensar apenas em altos valores de resistência sem analisar o resultado catastrófico na estrutura dental parece muito simplista em termos de longevidade do procedimento restaurador, principalmente em situações de risco em que as condições ideais de quantidade e qualidade de estrutura dental e suporte ósseo estão presentes.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro* e considerando suas limitações, as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. A extensão de retentores intra-radulares é fator significativo apenas para pinos metálicos, não influenciando o comportamento biomecânico de pinos de fibra de vidro.
2. Na extensão de 10,0 mm o núcleo metálico fundido apresentou maior resistência à fratura que o pino de fibra de vidro.
3. O pino de fibra de vidro demonstrou efetividade nas três extensões estudadas, sendo superior aos pinos metálicos na extensão de 5,0 mm.
4. Os pinos metálicos apresentaram padrão de fratura desfavorável envolvendo fraturas radulares, enquanto os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas envolvendo núcleo de preenchimento, com maior facilidade de reparo.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Abdullah SI, Mohammed H, Thayer KE. Restoration of endodontically treated teeth. A review. **J Can Dent Assoc** 1974;40(4):300-3
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent** 2002;87(4):431-7.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1994;71(6):565-7.
4. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J Prosthet Dent** 1989;61(5):535-543.
5. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent** 2006;31(1):47-54.
6. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil** 2006;33(9):690-7.
7. Braga NM, Paulino SM, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Vansan LP. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J Oral Sci** 2006;48(1):15-20.
8. Carlini B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intraradicular.** [dissertação] Piracicaba: Faculdade de Odontologia/UNICAMP; 1999.

9. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparison of torsional forces at failure for seven endodontic post systems. **J Prosthet Dent** 1995;74(4):350-7.
10. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. **Int J Prosthodont** 2002;15(6):559-63.
11. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont** 2001;14(4):355-63.
12. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1992;67(4):458-67.
13. Guzy GE, Nicholls JL. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J Prosthet Dent** 1979;42(1):39-44.
14. Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. **Acta Odontol Scand** 1997;55(3):162-6.
15. 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;87(4):438-45.
16. Holmes DC, Arnold AMD, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent** 1996;75(2):140-7.

17. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J Oral Rehabil** 1990;17(6):599-609.
18. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol** 2004;20(2):90-100.
19. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. **J Endod** 1989;15(12):578-80.
20. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. **J Oral Rehabil** 1997;24(12):882-7.
21. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J Endod** 2003;29(8):529-34.
22. Llana-Puy MC, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. **Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod** 2001;92(5):553-5.
23. Lovdahl PE, Nicholls JL. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. **J Prosthet Dent** 1977;38(5):507-14.
24. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhes Dent** 1999;1(2):153-8.
25. Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. **Oper Dent** 2005;30(1):9-15.

26. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. **J Prosthet Dent** 1984;51(6):785-9.
27. Menezes, MS. **Influência do cimento endodôntico na adesão do pino de fibra de vidro à dentina intra-radicular**. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2006.
28. Moyers RE. **Handbook of Orthodontics**, ed 3. Chicago: Year Book Medical, 1973:409.
29. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. **J Dent** 2005;33(4):305-12.
30. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. **J Prosthet Dent** 2001;86(3):304-8.
31. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. **J Dent Res** 1983;62(6):760-3.
32. 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.
33. Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. **Int Endod J** 1996;29(4):262-5.
34. Ravanshad S, Torabinejad M. Coronal dye penetration of the apical filling materials after post space preparation. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol** 1992;74(5):644-7.
35. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater** 1994;17(1):11-5.

36. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2006; 95(6):421-9
37. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras** 2005;19(1):11-6.
38. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. **J Prosthet Dent** 1984;52(2):231-4.
39. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1990;63(5):529-36.
40. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** 1984;51(6):780-4.
41. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol** 1972;33(6):952-60.
42. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retention and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. **J Prosthet Dent** 1980;44(4):398-404.
43. Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont** 2004;17(3):369-76.
44. Trabert KC, Caputo AA, Abou Rass M. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. **J Endod** 1978;4(11):341-5.

45. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol** 1985;1(3):108-11.
46. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater** 2006;22(11):1035-44.
47. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent** 2003;89(4):368-73.

Anexo 1. Tabelas dos valores de microdeformação.

Tabela 1. Valores de microdeformação (μm) para o grupo NMF.

NMF						
5,0 mm		7,5 mm		10,0 mm		
V	M	V	M	V	M	
600	150	500	50	300	50	
850	300	350	250	330	50	
700	300	400	50	400	100	
900	150	350	200	350	100	
600	100	700	100	320	80	
MÉDIA	730	200	460	130	335	90
Desv Pad	139,6424	93,54143	147,4788	90,82951	38,07887	25,0998

Tabela 2. Valores de microdeformação (μm) para o grupo PFV.

PFV						
5,0 mm		7,5 mm		10,0 mm		
V	M	V	M	V	M	
1300	100	700	90	1000	100	
700	80	1000	60	600	50	
600	90	700	80	800	80	
800	60	1000	100	500	100	
1000	70	800	70	1000	60	
MÉDIA	880	80	840	80	780	78
Desv Pad	277,4887	15,81139	151,6575	15,81139	228,0351	22,80351

Tabela 3. Valores de microdeformação (μm) para o grupo PPM.

PPM					
5,0 mm		7,5 mm		10,0 mm	
V	M	V	M	V	M
1500	300	800	100	600	50
1300	150	1200	200	800	150
1200	180	800	90	800	150
1400	230	900	150	700	100
1400	220	1100	150	600	80
MÉDIA	1360	216	960	138	106
Desv Pad	114,0175	56,83309	181,659	44,38468	100

Anexo 2. Análise estatística de distribuição normal do teste de resistência à fratura.

Explore

VAR00001

Case Processing Summary

	VAR00001	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00003	Pino Fibra de Vidro	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%
	Pino Pré-fabricado Metálico	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%
	Núcleo Metálico Fundido	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%

Tests of Normality

	VAR00001	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00003	Pino Fibra de Vidro	,105	45	,200(*)	,954	45	,075
	Pino Pré-fabricado Metálico	,097	45	,200(*)	,966	45	,212
	Núcleo Metálico Fundido	,079	45	,200(*)	,957	45	,094

* This is a lower bound of the true significance.

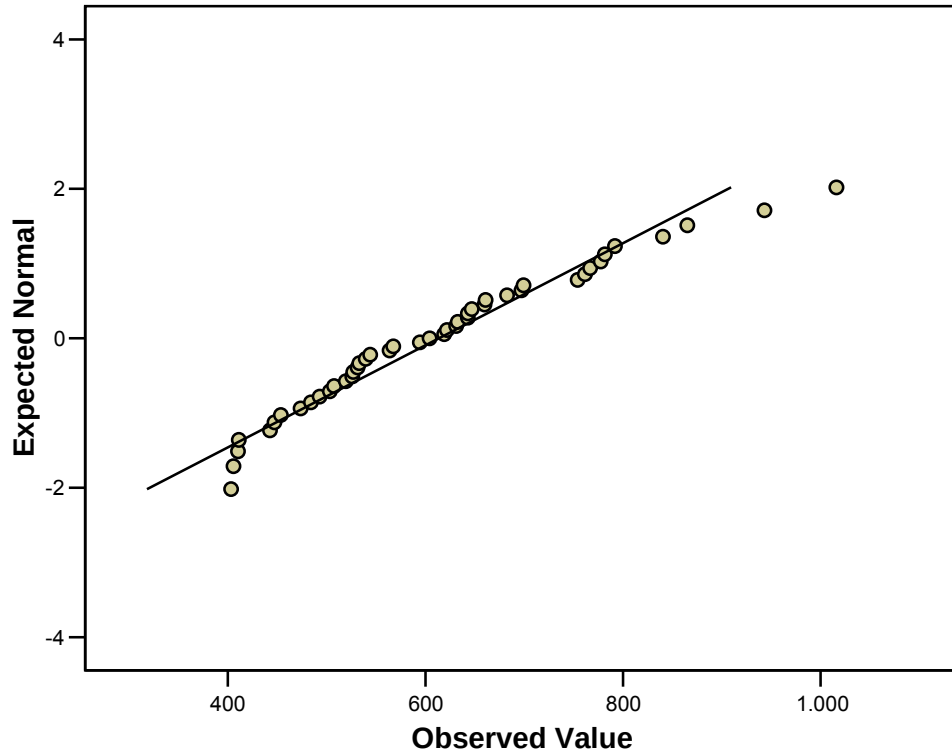
a Lilliefors Significance Correction

VAR00003

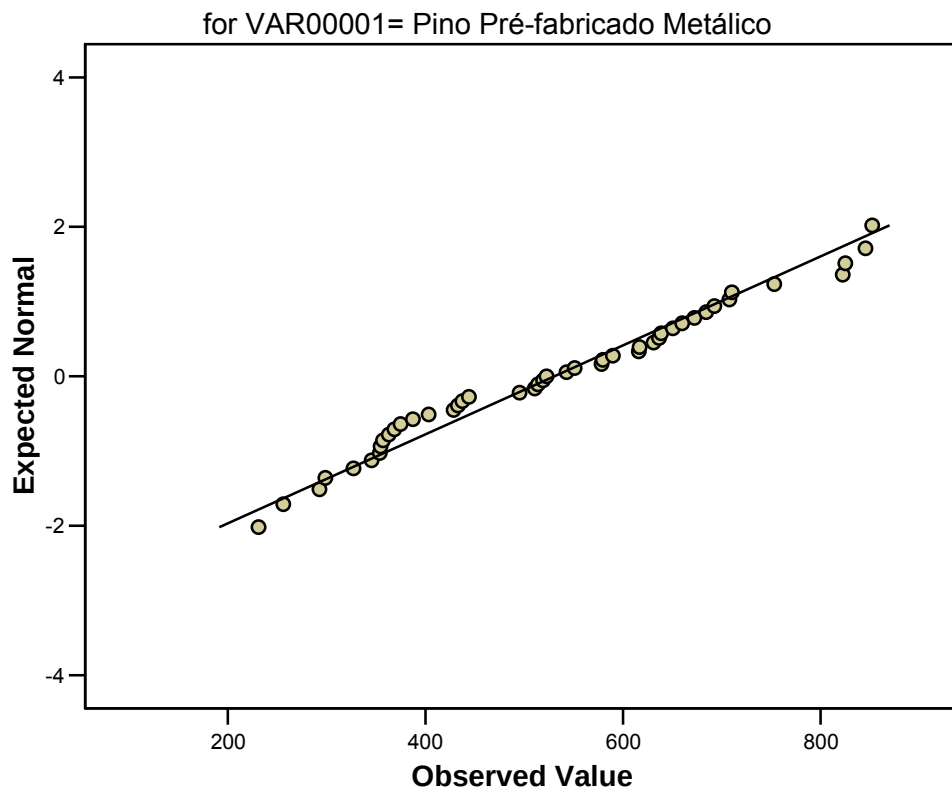
Normal Q-Q Plots

Normal Q-Q Plot of VAR00003

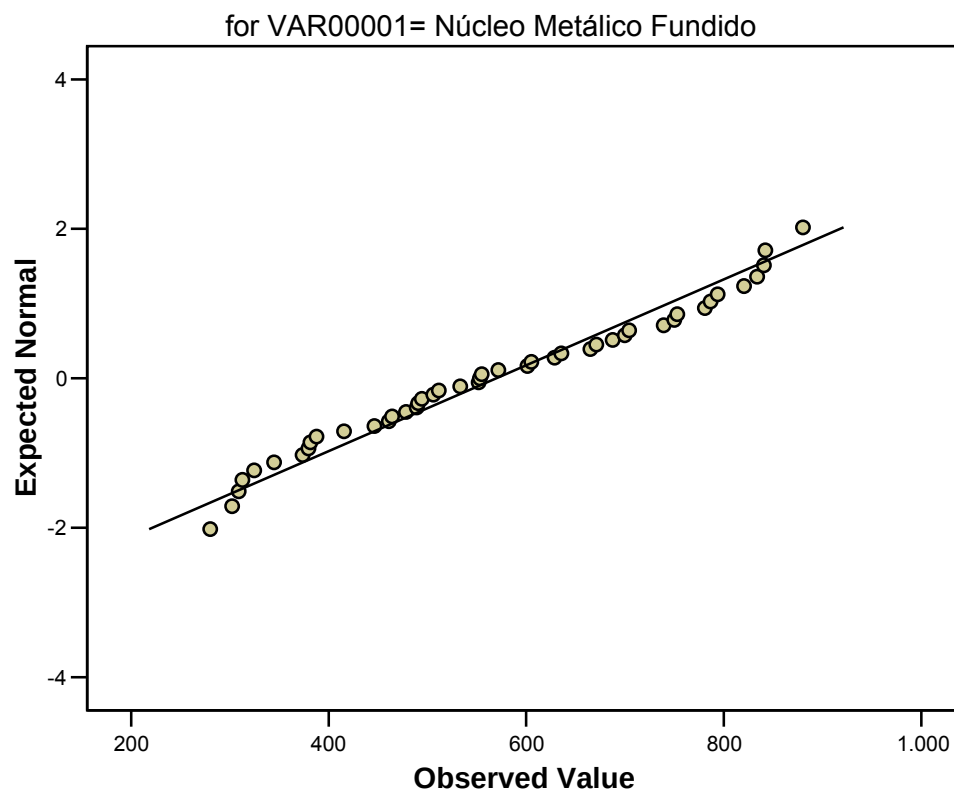
for VAR00001= Pino Fibra de Vidro



Normal Q-Q Plot of VAR00003

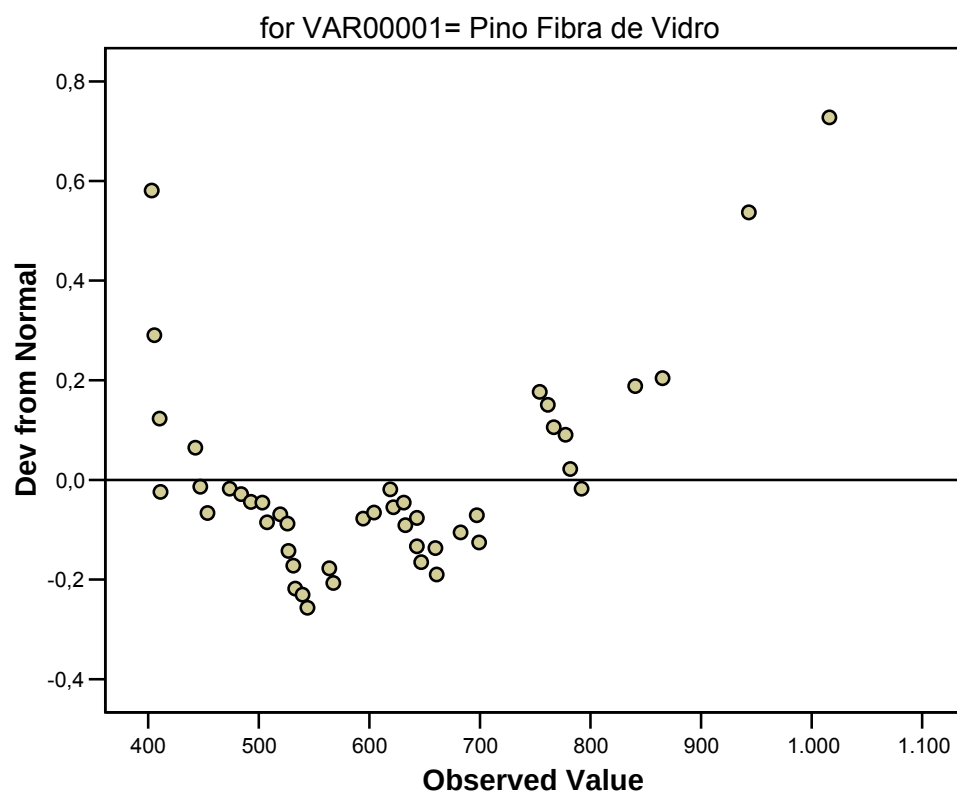


Normal Q-Q Plot of VAR00003

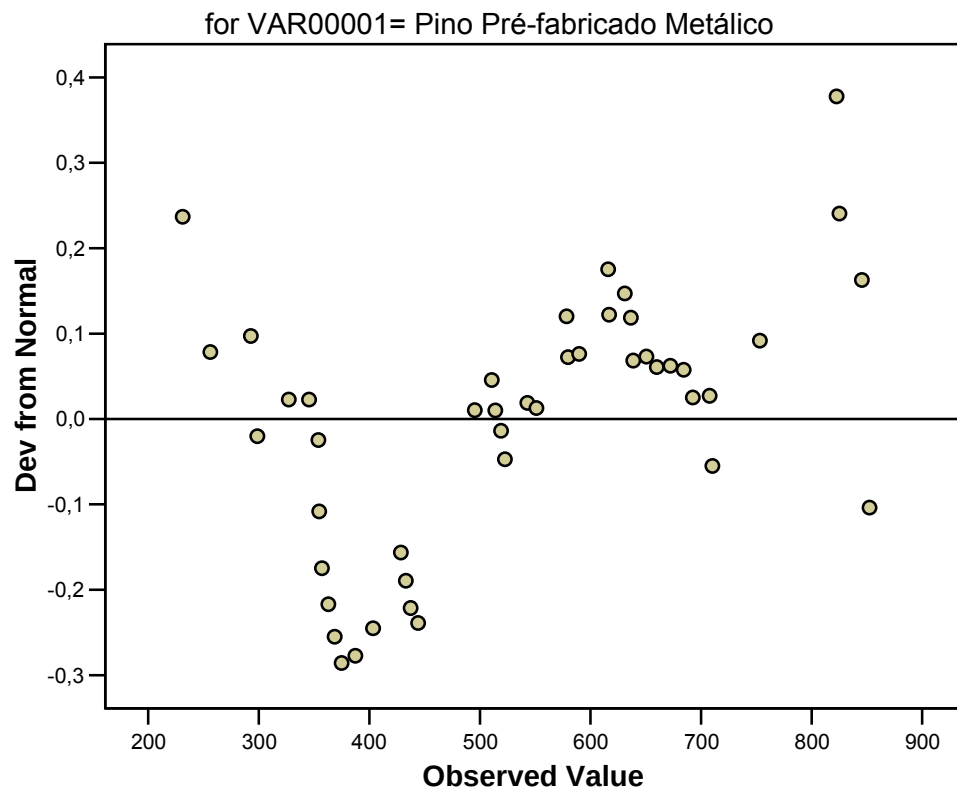


Detrended Normal Q-Q Plots

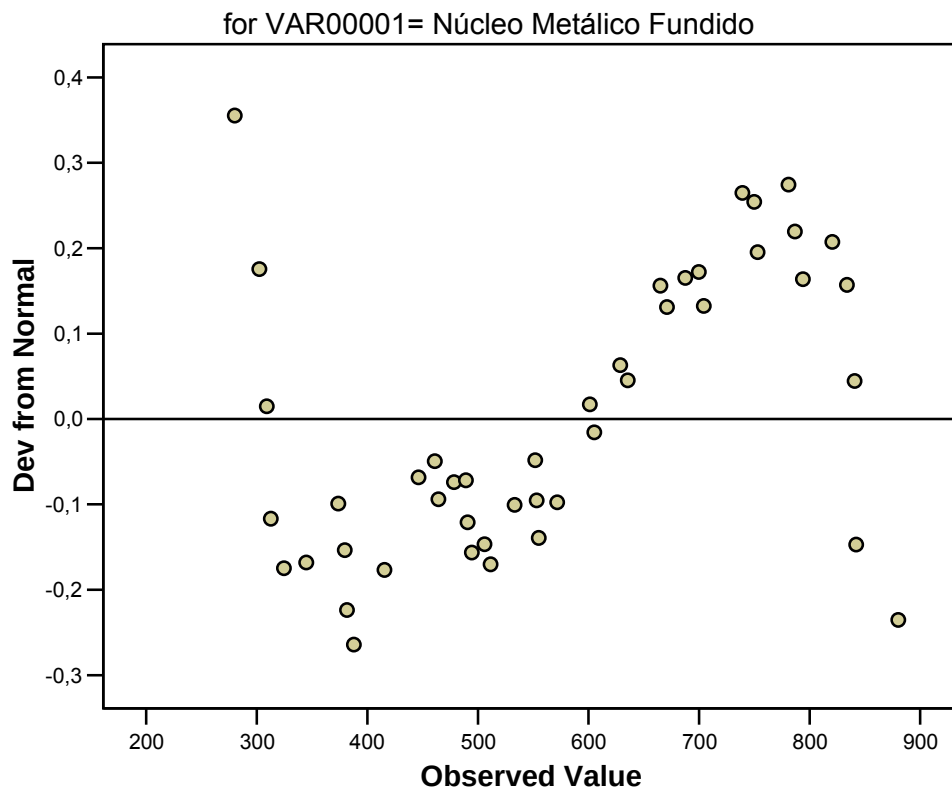
Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



VAR00002

Case Processing Summary

	VAR00002	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00003	5,0mm	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%
	7,5mm	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%
	10,0mm	45	100,0%	0	,0%	45	100,0%

Tests of Normality

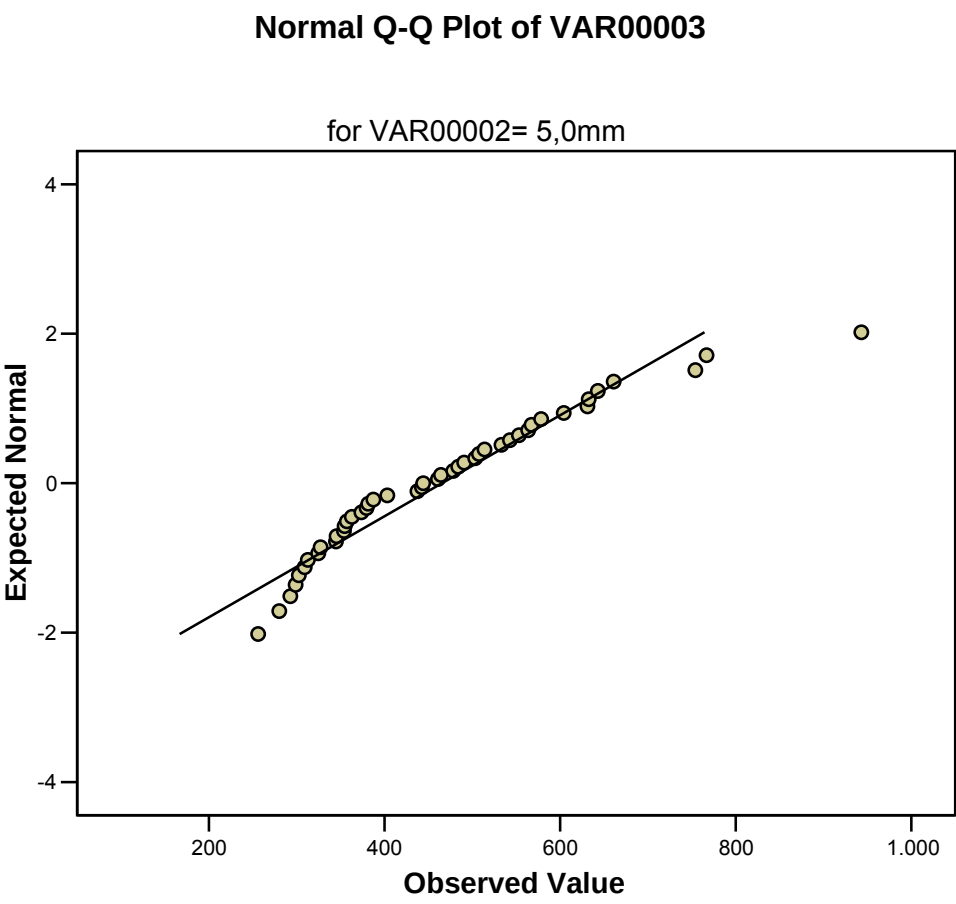
	VAR00002	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00003	5,0mm	,124	45	,083	,930	45	,010
	7,5mm	,093	45	,200(*)	,988	45	,919
	10,0mm	,090	45	,200(*)	,972	45	,348

* This is a lower bound of the true significance.

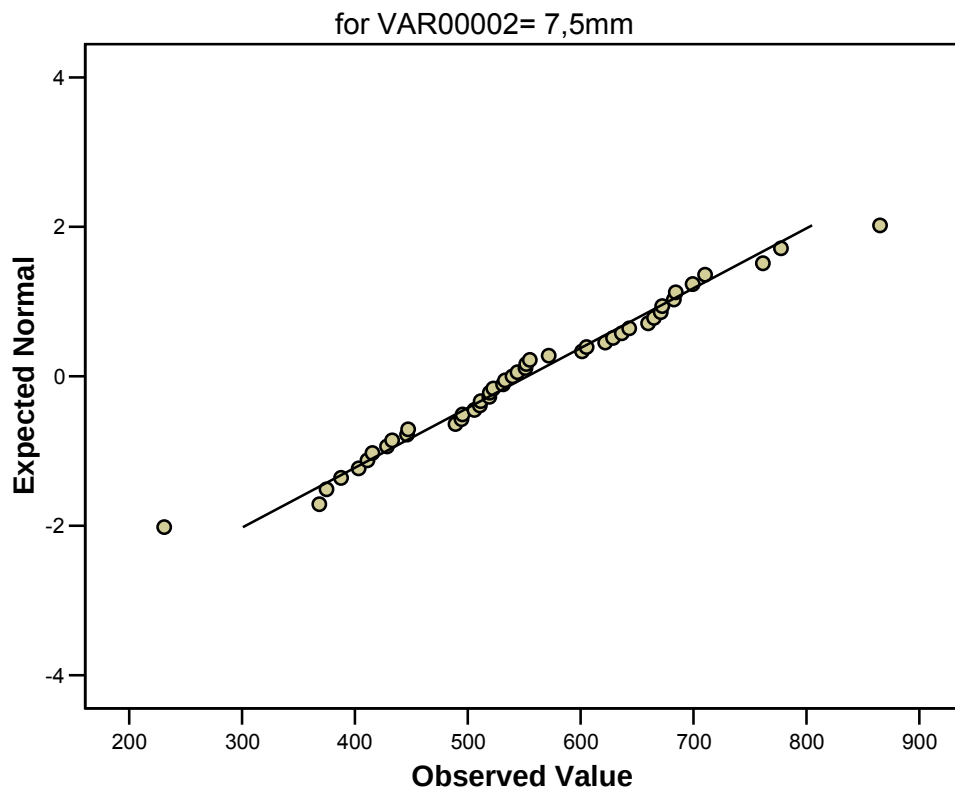
a. Lilliefors Significance Correction

VAR00003

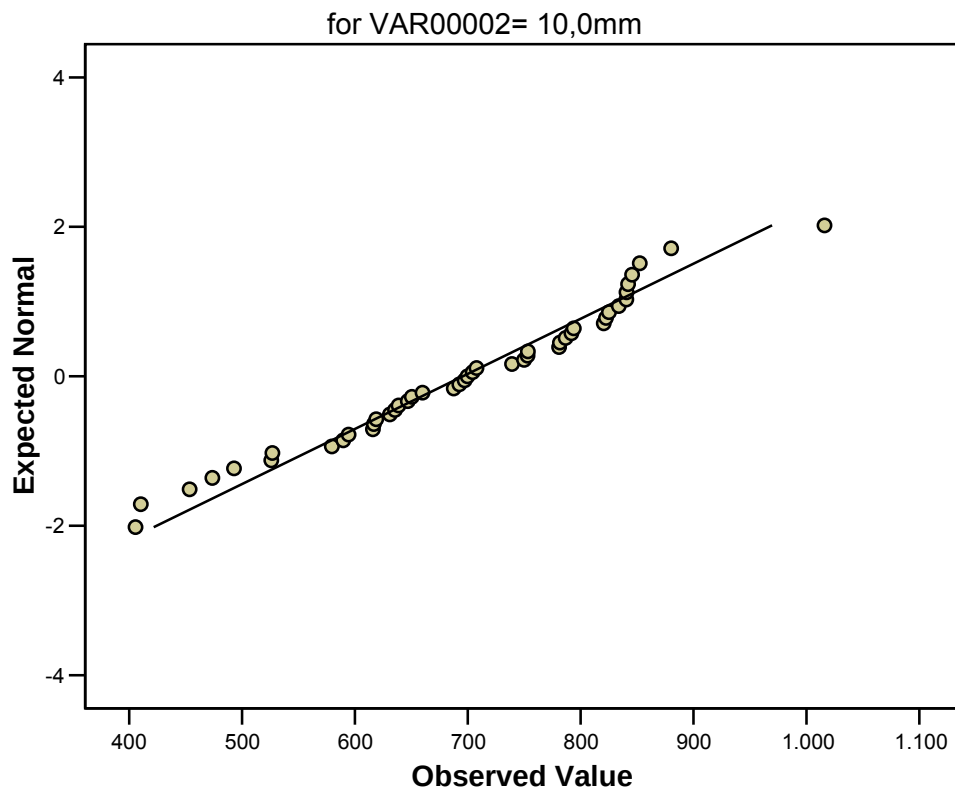
Normal Q-Q Plots



Normal Q-Q Plot of VAR00003

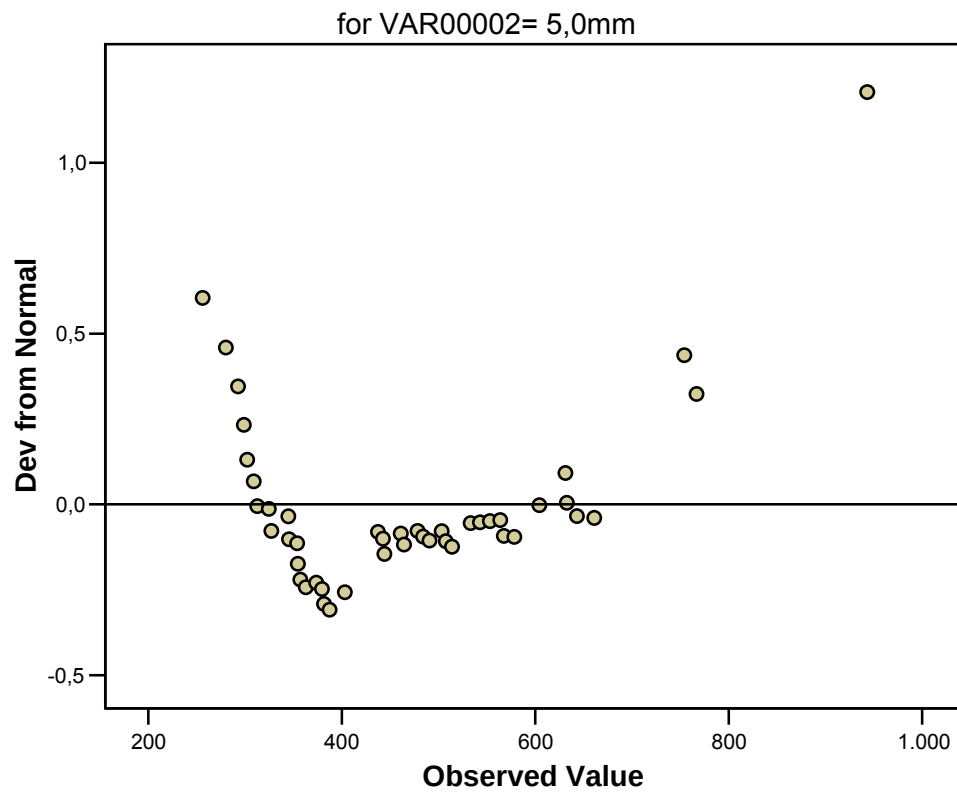


Normal Q-Q Plot of VAR00003

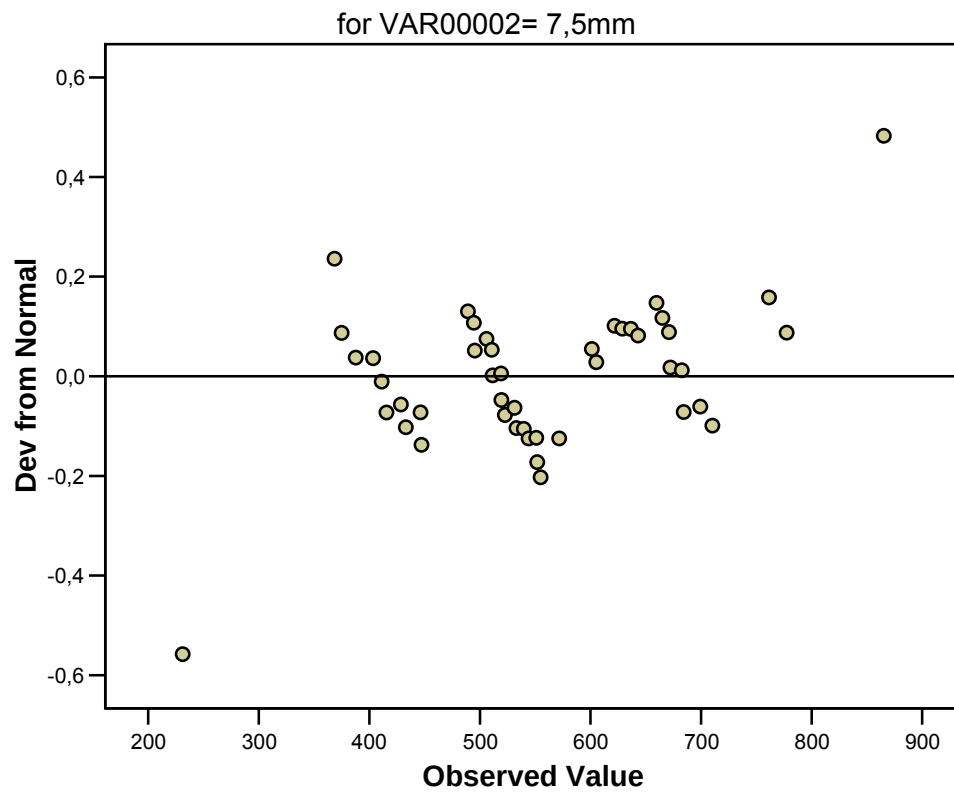


Detrended Normal Q-Q Plots

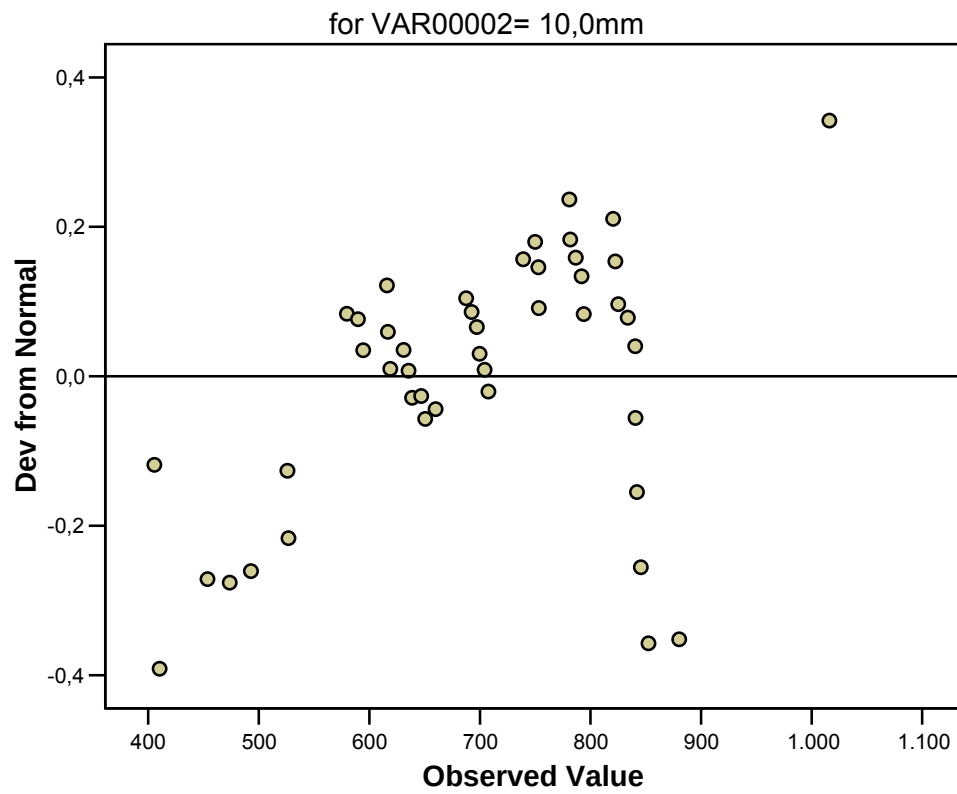
Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



Detrended Normal Q-Q Plot of VAR00003



Anexo 3. Análise de variância fatorial (3x3) do teste de resistência à fratura.

Univariate Analysis of Variance

Between-Subjects Factors

		Value Label	N
VAR00001	1,00	Pino Fibra de Vidro	45
	2,00	Pino Pré-fabricado Metálico	45
	3,00	Núcleo Metálico Fundido	45
VAR00002	1,00	5,0mm	45
	2,00	7,5mm	45
	3,00	10,0mm	45

Descriptive Statistics

Dependent Variable: VAR00003

VAR00001	VAR00002	Mean	Std. Deviation	N
Pino Fibra de Vidro	5,0mm	607,1867	139,74826	15
	7,5mm	615,7553	127,69149	15
	10,0mm	618,4580	177,51588	15
	Total	613,8000	146,46525	45
Pino Pré-fabricado Metálico	5,0mm	390,1673	94,64885	15
	7,5mm	502,7693	134,74067	15
	10,0mm	698,7587	96,80706	15
	Total	530,5651	168,03605	45
Núcleo Metálico Fundido	5,0mm	399,2373	90,00254	15
	7,5mm	540,0053	86,23869	15
	10,0mm	769,8540	68,49423	15
	Total	569,6989	174,07027	45
Total	5,0mm	465,5304	148,04415	45
	7,5mm	552,8433	124,86483	45
	10,0mm	695,6902	135,69408	45
	Total	571,3547	165,61884	135

Levene's Test of Equality of Error Variances(a)

Dependent Variable: VAR00003

F	df1	df2	Sig.
2,286	8	126	,026

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

a Design: Intercept+VAR00001+VAR00002+VAR00001 * VAR00002

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: VAR00003

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	1938716,922(a)	8	242339,615	17,581	,000
Intercept	44070230,941	1	44070230,941	3197,082	,000
VAR00001	156066,109	2	78033,055	5,661	,004
VAR00002	1215034,463	2	607517,232	44,072	,000
VAR00001 * VAR00002	567616,350	4	141904,087	10,294	,000
Error	1736849,375	126	13784,519		
Total	47745797,238	135			
Corrected Total	3675566,297	134			

a R Squared = ,527 (Adjusted R Squared = ,497)

Estimated Marginal Means

Grand Mean

Dependent Variable: VAR00003

Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
		Lower Bound	Upper Bound
571,355	10,105	551,358	591,352

Post Hoc Tests

VAR00001

Multiple Comparisons

Dependent Variable: VAR00003
Tukey HSD

(I) VAR00001	(J) VAR00001	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Pino Fibra de Vidro	Pino Pré-fabricado Metálico	83,2349(*)	24,75167	,003	24,5306	141,9392
	Núcleo Metálico Fundido	44,1011	24,75167	,180	-14,6032	102,8054
Pino Pré-fabricado Metálico	Pino Fibra de Vidro	-83,2349(*)	24,75167	,003	-141,9392	-24,5306
	Núcleo Metálico Fundido	-39,1338	24,75167	,258	-97,8381	19,5706
Núcleo Metálico Fundido	Pino Fibra de Vidro	-44,1011	24,75167	,180	-102,8054	14,6032
	Pino Pré-fabricado Metálico	39,1338	24,75167	,258	-19,5706	97,8381

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

VAR00003

Tukey HSD

VAR00001	N	Subset	
		1	2
Pino Pré-fabricado Metálico	45	530,5651	
Núcleo Metálico Fundido	45	569,6989	569,6989
Pino Fibra de Vidro	45		613,8000
Sig.		,258	,180

Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 13784,519.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 45,000.

b Alpha = ,05.

VAR00002

Multiple Comparisons

Dependent Variable: VAR00003
Tukey HSD

(I) VAR00002	(J) VAR00002	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
5,0mm	7,5mm	-87,3129(*)	24,75167	,002	-146,0172	-28,6086
	10,0mm	-230,1598(*)	24,75167	,000	-288,8641	-171,4554
7,5mm	5,0mm	87,3129(*)	24,75167	,002	28,6086	146,0172
	10,0mm	-142,8469(*)	24,75167	,000	-201,5512	-84,1426
10,0mm	5,0mm	230,1598(*)	24,75167	,000	171,4554	288,8641
	7,5mm	142,8469(*)	24,75167	,000	84,1426	201,5512

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

VAR00003

Tukey HSD

VAR00002	N	Subset		
		1	2	3
5,0mm	45	465,5304	552,8433	695,6902
7,5mm	45			
10,0mm	45	1,000	1,000	1,000
Sig.				

Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 13784,519.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 45,000.

b Alpha = ,05.

Anexo 3. Análise de variância em fator único do teste de resistência à fratura.

Oneway

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Fibra de vidro - 5,0mm	15	607,1867	139,74826	36,08285	529,7967	684,5767	403,15	943,15
Fibra de vidro - 7,5mm	15	615,7553	127,69149	32,96980	545,0421	686,4685	411,12	865,21
Fibra de vidro - 10,0mm	15	618,4580	177,51588	45,83440	520,1530	716,7630	405,64	1016,09
Pré-fabricado metálico - 5,0mm	15	390,1673	94,64885	24,43823	337,7525	442,5821	256,11	578,35
Pré-fabricado metálico - 7,5mm	15	502,7693	134,74067	34,78989	428,1524	577,3862	231,08	710,25
Pré-fabricado metálico - 10,0mm	15	698,7587	96,80706	24,99547	645,1487	752,3686	579,65	852,41
Núcleo Metálico Fundido - 5,0mm	15	399,2373	90,00254	23,23856	349,3956	449,0791	280,08	553,10
Núcleo Metálico Fundido - 7,5mm	15	540,0053	86,23869	22,26673	492,2479	587,7627	387,75	670,97
Núcleo Metálico Fundido - 10,0mm	15	769,8540	68,49423	17,68513	731,9232	807,7848	635,54	880,19
Total	135	571,3547	165,61884	14,25420	543,1623	599,5470	231,08	1016,09

VAR00003

ANOVA

VAR00003

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1938716,922	8	242339,615	17,581	,000
Within Groups	1736849,375	126	13784,519		
Total	3675566,297	134			

Post Hoc Tests

Homogeneous Subsets

VAR00003

Tukey B

VAR00001	N	Subset for alpha = .05			
		1	2	3	4
Pré-fabricado metálico - 5,0mm	15	390,1673			
Núcleo Metálico Fundido - 5,0mm	15	399,2373			
Pré-fabricado metálico - 7,5mm	15	502,7693	502,7693		
Núcleo Metálico Fundido - 7,5mm	15		540,0053		
Fibra de vidro - 5,0mm	15		607,1867	607,1867	
Fibra de vidro - 7,5mm	15		615,7553	615,7553	
Fibra de vidro - 10,0mm	15		618,4580	618,4580	
Pré-fabricado metálico - 10,0mm	15			698,7587	698,7587
Núcleo Metálico Fundido - 10,0mm	15				769,8540

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 15,000.