

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Carolina Guimarães Castro

**Influência do tipo de retentor intra-radicular e da
radioterapia na deformação, resistência e padrão
de fratura de diferentes dentes tratados
endodonticamente**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Reabilitação oral.

Uberlândia, 2009

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Carolina Guimarães Castro

**Influência do tipo de retentor intra-radicular e da
radioterapia na deformação, resistência e padrão
de fratura de diferentes dentes tratados
endodonticamente**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Reabilitação oral.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares
Co-Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinicius Soares

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Carlos José Soares
Prof. Dr. Paulo Vinicius Soares
Prof. Dr. Flavio Domingues das Neves
Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

Uberlândia, 2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

C355i Castro, Carolina Guimarães, 1985-

Influência do tipo de retentor intra-radicular e da radioterapia na deformação, resistência e padrão de fratura de diferentes dentes tratados endodonticamente / Carolina Guimarães Castro. - 2009.

116 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.

Co-orientador: Paulo Vinícius Soares.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Materiais dentários - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Soares, Paulo Vinicius, 1980- III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 615.46



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902

(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE MESTRADO DA CD CAROLINA GUIMARÃES CASTRO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às OITO horas do dia vinte de fevereiro do ano de dois mil e nove, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia/UFU, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata **CAROLINA GUIMARÃES CASTRO** com o título: *Influência do tipo de retentor intra-radicular e da radioterapia na deformação, resistência e padrão de fratura de diferentes dentes tratados endodonticamente*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 20 de fevereiro de 2009

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu
Titulação: Doutor
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO

Aprovado/Reprovado

EPÍGRAFE

*“Meu sonho não tem fim, e eu tenho muita vida
pela frente.”*

Ayrton Senna

DEDICATÓRIA

A DEUS

Muito obrigada...

...pela minha vida e saúde.

...pela saúde e cuidado com a vida de todos que eu amo.

...por permitir a conclusão dessa etapa com êxito.

...por estar sempre presente nas minhas escolhas.

"A fé é a certeza de coisas que se esperam, a convicção de fatos que não se vêem." HR, 11:1

AOS MEUS PAIS, JOSÉ GASPAR E MARIA CLARA,

... os grandes amores da minha vida! Muito obrigada por todos os momentos que estão ao meu lado como, muito além de pais, meus verdadeiros amigos. Muito obrigada pela dedicação imensurável a minha felicidade! Vocês são meus grandes exemplos de tudo de melhor que aprendi a ser nessa vida! Amo vocês com meu maior e mais sólido amor! Eu não poderia desejar pessoas melhores para me ensinar a ver a vida assim, tão colorida! Muito obrigada por estarem sempre comigo! Amo muito muito muito vocês! Não tenham dúvidas que foram indispensáveis para o sucesso dessa etapa da minha vida, como de todas as outras!

"Um pai vale mais do que uma centena de mestres-escola." (George Herbert)

"O amor é a força mais sutil do mundo." (Gandhi)

Se eu cheguei mais longe, é porque estava sobre os ombros de gigantes. (A. Einstein)

AO MEU IRMÃO, DUDU

Muito obrigada meu amor por todo cuidado de um irmão nada caçula! Amo muito você por tudo que é e sempre será na minha vida! Você é um irmão que eu escolheria ter quantas vezes fosse preciso; pois não poderia ter ao meu lado outro alguém tão especial para me acompanhar por toda a vida!

"Amar é encontrar na felicidade de outrem a própria felicidade." (G.W. Leibniz)

AO MEU AMOR, VÍTOR

Muito obrigada meu amor! Você é um grande presente de Deus lá de Curitiba em minha vida! Sou muito feliz por tê-lo como um grande companheiro! Você é sinônimo de cumplicidade, alegria e amor no meu dia-a-dia. Obrigada pelo apoio que sempre encontro em você para a realização dos meus sonhos... e saiba que tenho muito sonhos ainda para realizar ao seu lado! Admiro e amo muito você, pela pessoa maravilhosa que é! Você faz parte de cada pedacinho dessa dissertação!

"A flor perfeita e rara, podemos esperar a vida toda para encontra-lá e mesmo assim não seria um desperdício." (O Último Samurai)

A MINHA AMIGA, FERNANDINHA

... pequenina só no tamanho! Autora como eu desse trabalho! Você foi uma companheira indescritível durante momentos bons e também difíceis. Lutamos, choramos, sorrimos e crescemos juntas! Sem você ao meu lado, o mestrado não teria o significado que tem hoje em minha vida! Obrigada pela amiga que é, cumprindo todas as responsabilidades que essa palavra carrega! Foi uma honra ter alguém tão capaz cuidando também dos meus interesses. Estarei sempre torcendo pela sua felicidade pessoal e seu sucesso profissional minha querida e grande amiga!

*"A vida é em parte o que nós fazemos dela, e em parte o que é feito pelos amigos que nós escolhemos."
(Tennessee Williams)*

AGRADECIMENTOS

AO PROFESSOR CARLOS JOSÉ SOARES, muito obrigada por todas as oportunidades desde a minha iniciação científica. Seu amor e dedicação por ser educador foram essenciais para as minhas escolhas, desde a graduação. Agradeço a Deus a oportunidade de tê-lo em meu caminho, pois de forma apaixonante aprendi com você a pesquisar e buscar respostas. Obrigada pelo carinho e responsabilidade dedicados a minha formação profissional. Saiba que você é e sempre será um grande amigo que exerce um papel importante na realização dos meus sonhos! Parabéns pelo ser humano que é! Sempre estarei torcendo pela sua felicidade e pela da sua linda família!

"Fale, e eu esquecerei; Ensine-me, e eu poderei lembrar; Envolve-me, e eu aprenderei." (Benjamin Franklin)

AOS MEUS FAMILIARES, pelo apoio e torcida constantes desde o início da minha vida! Obrigada por todos os momentos que precisei tê-los ao meu lado! Amo muito vocês e sou feliz por tê-los como família!

"A verdadeira felicidade está na própria casa, entre as alegrias da família." (Leon Tolstoi)

A MAYSA, EDIVALDO E GIANA, por todo acolhimento e carinho que têm por mim, pelos meus pais e pelo Du! Sou muito feliz por tê-los em minha vida como minha família de Curitiba! Muito obrigada por todo amor que me recebem na casa de vocês!

"Uma das melhores coisas na vida são as maravilhosas surpresas que nos reserva." (Marlo Thomas)

AOS MEUS AMIGOS...

*Desejo a você
Fruto do mato
Cheiro de jardim
Namoro no portão
Domingo sem chuva
Segunda sem mau humor
Sábado com seu amor
Filme do Carlitos
Chope com amigos
Crônica de Rubem Braga
Viver sem inimigos
Filme antigo na TV
Ter uma pessoa especial
E que ela goste de você
Música de Tom com letra de Chico
Frango caipira em pensão do interior
Ouvir uma palavra amável
Ter uma surpresa agradável
Ver a Banda passar
Noite de lua Cheia
Rever uma velha amizade
Ter fé em Deus
Não Ter que ouvir a palavra não
Nem nunca, nem jamais e adeus.
Rir como criança
Ouvir canto de passarinho
Sorar de resfriado
Escrever um poema de Amor
Que nunca será rasgado
Formar um par ideal
Tomar banho de cachoeira
Pegar um bronzado legal
Aprender um nova canção
Esperar alguém na estação
Queijo com goiabada
Pôr-do-Sol na roça
Uma festa
Um violão
Uma seresta
Recordar um amor antigo
Ter um ombro sempre amigo
Bater palmas de alegria
Uma tarde amena
Calçar um velho chinelo
Sentar numa velha poltrona
Tocar violão para alguém
Ouvir a chuva no telhado
Vinho branco
Bolero de Ravel
E muito carinho meu.*

Carlos Drummond de Andrade

... **ADRIANA E GUSTAVO**, amigos que acompanharam o meu crescimento pessoal durante a pós-graduação. Estiveram presentes de forma doce e decisiva para a minha felicidade! Muito obrigada por cada momento e palavra meus amigos!

"O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso, existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis." (Fernando Sabino)
"Fácil é julgar pessoas que estão sendo expostas pelas circunstâncias. Difícil é encontrar e refletir sobre seus erros, ou tentar fazer diferente algo que já fez muito errado. E é assim que perdemos pessoas especiais."
(Carlos Drummond de Andrade)

Obrigada por não terem permitido que eu perdesse pessoas tão especiais como vocês!

... **CAROL ASSAF**, pelo carinho e cuidado com a minha vida e meus interesses. Temos uma amizade resistente a diferentes momentos e humores alheios. Muito obrigada pela grande amiga que é na minha vida! E que sempre será...

"Fácil é ser colega, fazer companhia a alguém, dizer o que ele deseja ouvir. Difícil é ser amigo para todas as horas e dizer sempre a verdade quando for preciso. E com confiança no que diz." (Carlos Drummond de Andrade)

... **MARINA**, pela dedicação à realização desse trabalho e ao carinho ao compartilhar expectativas e anseios pessoais e profissionais. Obrigada pelo respeito e amizade mútuos que construímos! Obrigada também pelo carinho, apoio e admiração da sua família!

"Somente encontrando-se a si mesmo você poderá definir o que realmente deseja como opção à felicidade."
(José Wladimir Klein)

... **PRISCILLA, VERIDIANA E NATÁLIA**, por todo apoio e carinho e momentos que foram muito além desse mestrado! Muito obrigada por estarem sempre por perto quando eu precisei! É muito bom ser rodeada por pessoas que desejam o nosso bem!

"Uma das alegrias da amizade é saber em quem confiar." (Alessandro Manzoni)

... **RODRIGO, GISELE, ANDREA, CRISTINA, LILIANE, NATÉRCIA, LUIS RAPOSO, BRUNO BARRETO** que participaram do início, meio e fim desta etapa, acompanhando meus anseios profissionais. Obrigada pelos ensinamentos profissionais e pessoais!

"A alegria compartilhada é uma alegria dobrada." (John Ray)

... MARCINHA, ANNE, MARINA, MAYLA, KELLY, MARÍLIA, GABRIELA, FABIANE, GUILHERME, ORLANDO, JOÃO PAULO, THIAGO, MARIA ANTONIETA E LUDMILA muito obrigada por cada momento dessa fase tão especial na minha vida! Ter vocês ao meu lado tornou o caminho mais suave!

... SR. ADVALDO, por todo carinho, paciência e seriedade que tratou os meus interesses! Muita obrigada por toda a ajuda!

"A vida é a arte do encontro, embora haja tantos desencontros pela vida." (Vinicius de Moraes)

... ALINE, DANILO, KARLA, muito obrigada por tudo que vivemos juntos até hoje! Um crescimento imensurável em diferentes fases da vida! É muito bom ter o amor de amigos como vocês!

"As pessoas realmente ligadas não precisam de ligação física. Quando se reencontram, mesmo depois de muitos anos afastados, sua amizade é tão forte quanto sempre." (Deng Ming-Dao)

... PROF. MURILO MENEZES, pelo exemplo de seriedade, respeito e confiança que representa na minha vida, desde o dia que nos conhecemos! Você sempre será um grande amigo, lembrado com muito carinho!

... PROF. PAULO VINICIUS SOARES, pela co-orientação durante o desenvolvimento e conclusão deste trabalho. Muito obrigada pelo carinho e cuidado com meus interesses! Você é um amigo que quero ter por longa data!

... PROF. PAULO CÉSAR DE FREITAS SANTOS-FILHO, por todo apoio e atenção durante o desenvolvimento deste trabalho! Muito obrigada!

... PROF. FLÁVIO DOMINGUES, PROF. ADÉRITO SOARES, muito obrigada por serem referência de coisas boas que se encontram em um professor apaixonante! Muito obrigada pelo respeito e carinho que têm por mim! Todas as observações feitas no trabalho, com certeza, serão de grande importância para o êxito e conclusão dessa obra.

... PROF. ROBERTO SHIMIZU, muito obrigada pela disposição em contribuir com meu trabalho. Apesar do pouco que o conheço me mostrou ser uma pessoa adorável e extremamente competente. Espero ter a oportunidade de trabalhar ao seu lado no futuro!

"O professor é aquele que faz duas idéias crescerem onde antes só crescia uma." (Elbert Green Hubbard)

AOS PROFESSORES DA PÓS-GRADUAÇÃO, muito obrigada a todos por dividirem suas experiências!

AOS COLEGAS DA DENTÍSTICA, pelo carinho, respeito e colaboração de diferentes formas na conclusão desta etapa! Obrigada!

AOS ALUNOS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, Marina, Pollyanna e Fabrícia, pela confiança e aprendizado mútuo! Vocês foram muitos importantes para a minha formação! Muito obrigada!

A TODOS QUE PASSARAM PELO LIPO DURANTES ESSES 14 MESES DE TRABALHO, obrigado por terem sido motivos de alegria e descontração!

AOS FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE, ABIGAIL, ZÉLIA, NELSON, JULIANA, pelo carinho e atenção que sempre trataram os meus interesses!

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, especialmente ao Prof. Alfredo Júlio, pela possibilidade de adquirir excelente formação profissional e pessoal desde a minha graduação!

À ESTES - UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, que, por meio do Professor Paulo César Simamoto e seus alunos, Adair, Paulo e Adriele, teve fundamental colaboração na execução laboratorial dessa pesquisa!

AO HOSPITAL DO CÂNCER DE UBERLÂNDIA que, por meio do Professor Antônio Arizza, realizou a irradiação das amostras desse estudo.

À FAPEMIG, pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante os dois anos do curso e por meio da aprovação do projeto CDS APQ 3928.

AS EMPRESAS ANGELUS E 3M-ESPE, pelo apoio por meio de doação de material a essa pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	14
RESUMO.....	15
ABSTRACT.....	16
INTRODUÇÃO.....	17
REVISÃO DA LITERATURA.....	22
PROPOSIÇÃO.....	50
MATERIAIS E MÉTODOS.....	52
RESULTADOS.....	75
DISCUSSÃO.....	91
CONCLUSÕES.....	106
REFERÊNCIAS.....	109
ANEXO.....	115

LISTA DE ABREVIATURAS

Gy – Gray

Radiação gama-Co⁶⁰ – radiação gama do Cobalto⁶⁰

N – Newtons

VL – vestibulo-lingual

MD – mésio-distal

GPa – gigaPascal

RESUMO

O objetivo deste estudo laboratorial foi avaliar a influência do tipo de retentor intra-radicular e do efeito da radioterapia na deformação, resistência e padrão de fratura de diferentes tipos de dentes humanos tratados endodonticamente. Foram selecionados 160 dentes humanos (n=40): In, incisivos; Ca, caninos; Pm, pré-molares bi-radiculares e Mo, molares bi-radiculares. Os dentes tiveram foram tratados endodonticamente. Metade dos dentes de cada grupo (n= 20) foram submetidos à radiação gama-Co⁶⁰. Posteriormente os dentes de cada grupo foram restaurados com (n=10): PFV, pino de fibra de vidro e NMF, núcleo metálico moldado e fundido, ambos fixados com cimento resinoso auto-adesivo. As raízes foram preparadas com 2mm de férula e restauradas com coroa metálica. A interação entre os 3 fatores em estudo resultaram em 16 grupos experimentais (n=10). No ensaio de extensometria metade das amostras (n= 5) dos grupos de incisivos, caninos e pré-molares foram submetidos a carregamento contínuo de 0-150N. Posteriormente a resistência à fratura (N) foi mensurada (n=10). Foi realizada análise de variância fatorial (4x2) para os dados de resistência a fratura em função do tipo de retentor e tipo de dente isoladamente em função da radioterapia, seguida pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Foi ainda realizada análise de variância fatorial (2x2) para os dados de resistência a fratura, deformação proximal e vestibular de cada tipo de dente em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia, seguida pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). A distribuição do padrão de fratura foi analisada. Embora tenha alterado o padrão de fratura, o tipo de retentor não influenciou estatisticamente a resistência à fratura para In, Ca, Pm e Mo, independente da radioterapia. Ca e Mo apresentaram os maiores valores médios de resistência a fratura estatisticamente semelhantes entre si. Os In apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior aos demais dentes. Os Pm irradiados apresentaram resistência à fratura inferior aos caninos e semelhante aos molares. A radiação aumentou significativamente os valores de deformações proximais de In, Ca e Pm. O PFV resultou em maior deformação proximal de Pm irradiados e não irradiados. In e Pm não irradiados apresentaram maiores valores de deformação vestibular quando restaurados com PFV.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the influence of post type and the radiotherapy effect on strain, fracture resistance and fracture pattern for different teeth endodontically treated. 160 human teeth were selected (n=40): In, incisors; Ca, canines; Pm, pre-molar e Mo, molars. After the endodontically treatment, half of samples (n=20) was subjected to gamma Co irradiation. Subsequently the teeth of each group were restored with (n=10): PFV, fiber glass post and NMF, cast post and core, both were fixed with self-adhesive resinous cement. All roots were prepared with ferule of 2mm and restored with metal crowns. The interaction between these 3 factors resulted in 16 experimental groups (n=10). For strain-gauge measurement (n=5), the samples of In, Ca and Pm were subjected to loading until 150N. Subsequently the fracture resistance test were performed (n=10). Data of fracture resistance were analyzed by two-way ANOVA (4x2) regarding of post type and radioteraphy, followed by Tukey test ($\alpha=0.05$). Further it was realized two-way ANOVA (2x2) for the fracture resistance data, proximal and buccal strain of each tooth type in function of type post and radiotheray effect, followed by Tukey test ($\alpha=0.05$). The fracture mode analysis was realized. The type post altered the fracture pattern. Despite the presence of irradiation or not, the post type did not statistically influenced the fracture resistance for all teeth. The In non-irradiated presented fracture resistance statistically lower that the other teeth. Ca e Mo presented the highest fracture resistance values, statistically similar among them. The irradiated Pm presented fracture resistance lower than Ca and similar to Mo. The irradiation significantly increased the proximal strain values of In, Ca and Pm. The PFV resulted in higher proximal strain of irradiated and non-irradiated Pm; for the others teeth no influence was verified for post type. Non-irradiated In and Pm presented higher buccal strain values when restored with PFV.

INTRODUÇÃO

A radioterapia constitui tratamento eletivo para pacientes com neoplasia maligna de grande evolução, cuja finalidade é exterminar células neoplásicas para que haja redução ou desaparecimento do tumor. Entretanto, muitos dos pacientes que apresentam câncer de cabeça e pescoço são submetidos a altas doses de radioterapia em extensos campos de radiação que irão incluir a cavidade bucal, maxila, mandíbula e glândulas salivares. Desta forma, a terapia anticâncer está associada a diversas reações adversas que afetam de forma significativa a qualidade de vida dos pacientes, podendo afetar inclusive o andamento do tratamento (Vissink et al., 2003; Jham & Silva Freire, 2006).

Os efeitos colaterais são evidentes na região de cabeça e pescoço, especialmente, pela grande diversidade de estruturas, o que resulta em diferentes graus de radiosensibilidade celular frente à radiação (Kielbassa et al., 2006). As causas para deteriorização dos elementos dentários após tratamento com radioterapia, têm sido relacionadas a alteração da composição salivar, aumento de viscosidade, redução da capacidade de tamponamento, alteração das concentrações eletrolíticas e dos sistemas antibacterianos imunes e não-imunes (Kielbassa et al., 2006). Outro fator a ser considerado se refere à água, que apresenta diversas reações químicas diante da absorção de raios ionizantes (Guy Poyto & Pharoah, 1989, citado por Pioch et al., 1992). Frente ao volume de água presente nas estruturas dentais (12% em esmalte e 25% em dentina), é importante considerar que, a partir da geração de radicais livres de hidrogênio e peróxido de hidrogênio como fortes reagentes de oxidação, ocorre a desnaturação dos componentes orgânicos das estruturas dentais (Guy Poyto & Pharoah, 1989, citado por Pioch et al., 1992). As estruturas orgânicas como as fibrilas colágenas, podem ser parcialmente responsabilizadas pela ancoragem física entre o esmalte e a dentina (Pioch et al, 1992). A destruição dessa matriz orgânica por radiólise poderia reduzir não só a ancoragem entre esses substratos, como também a estabilidade interna da dentina, a qual contém fibrilas colágenas (Pioch et al, 1992; Fränzel et al., 2006, Soares et al., 2009).

Alta incidência de extensas cáries é observada após o tratamento radioterápico, as quais promovem a destruição da porção coronária ou a perda

do elemento dentário (Pioch et al., 1992; Kielbassa et al., 2006). Na tentativa de manter dentes com comprometimento coronário em pacientes submetidos a radioterapia de cabeça e pescoço, a terapia endodôntica tem sido tratamento de escolha evitando a exodontia que pode gerar potenciais complicações neste grupo de pacientes severamente debilitados (Kielbassa et al., 2006). Uma vez realizado o tratamento endodôntico, considerando as alterações estruturais dentais ocorridas (Kielbassa et al., 2006), é necessária a definição de tratamento restaurador que promova resistência ao complexo dente-restauração.

Ao realizar o tratamento endodôntico, frente às modificações ocorridas na dentina (Trope et al., 1985; Burke et al., 1992; Soares et al., 2007), a escolha do procedimento restaurador a ser empregado deve priorizar a recuperação do estado de tensão-deformação próximo ao que apresenta o dente hígido (Joshi et al., 2001). Para restaurar dentes tratados endodonticamente é crescente a busca por materiais que apresentem módulo de elasticidade similar ao da dentina, favorecendo a distribuição de tensões e minimizando fraturas catastróficas (Ferrari et al., 2000; Heydecke et al., 2002; Torbjörner & Fransson, 2004; Salameh et al., 2006; Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2008). Alguns autores têm relatado que pinos intra-radiculares podem interferir na resistência à fratura do dente, aumentando o risco de dano da estrutura dental remanescente (Akkayan & Gulmez, 2002). Diversos fatores relacionados ao pino, como comprimento e rigidez do material podem influenciar na biomecânica de dentes tratados endodonticamente alterando o padrão de distribuição de tensões (Santos-Filho et al., 2006), resistência à fratura (Fernandes & Dessai, 2001; Santos-Filho et al., 2008) e deformação da dentina remanescente (Santos-Filho et al., 2008). Materiais com módulo de elasticidade similar a dentina como a associação de fibra e a resina epóxica, constituintes do 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; Santos-Filho et al., 2008). Materiais com alta rigidez, como os constituintes de pinos metálicos, geram alta

concentração de tensão nas interfaces modificando negativamente o comportamento biomecânico do complexo restaurador (Zarone et al., 2006; Salameh et al., 2006; Silva, 2007; Santos-Filho et al., 2008). Alguns autores têm mostrado que a presença de férula também é fator significante na resistência a fratura de dentes anteriores (Akkayan, 2004; Tan et al., 2005; Sendhilnathan & Nayar, 2008), principalmente quando o dente é restaurado com coroa metálica (Silva, 2008).

Clinicamente verifica-se grande controvérsia em relação a quais grupos de dentes necessitam em maior frequência de retentores intra-radulares. Os clínicos relacionam a maior intensidade de carregamento sofrido pelos dentes posteriores (Fernandes & Dessai, 2001), principalmente os molares, com a maior necessidade de uso de retentores que dentes anteriores. O uso de retentores constituídos de fibra de vidro é muito questionado pelos profissionais quando empregados em dentes posteriores, porém ao relacionar o tipo de carregamento e a quantidade de estrutura remanescente, parece mais adequado transferir este constante questionamento à região anterior (Naumann et al., 2005). Pouco tem sido relatado sobre a relação da geometria dental e a posição do dente na arcada com a seleção do tipo de retentor empregado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

Os pré-molares são mais volumosos que dentes anteriores, com configuração radicular variável em função da região, sendo os inferiores normalmente unirradulares e os superiores com maior frequência biradulares (Soares, 2008). A configuração geométrica dos canais radiculares destes dentes é relativamente mais delgada e com maior variabilidade anatômica. Além de forças verticais os pré-molares recebem também, como nos dentes anteriores, forças laterais durante a mastigação. Por estas razões, tem sido sugerido que este grupo de dentes necessita com maior frequência de pinos intra-radulares que molares (Schwartz & Robbins, 2004). No carregamento oblíquo, presente nos incisivos, o comportamento flexural do pino deve ser cuidadosamente considerado (Schwartz & Robbins, 2004; Naumann et al., 2005). As condições da carregamento influenciam a longevidade de restaurações em dentes anteriores (Naumann et al., 2005). Na

literatura encontra-se estudos (Abo El-Ela et al., 2008; Zogheib et al., 2008) que consideram a mesma inclinação para dentes anteriores, independente de serem caninos ou incisivos. Dessa forma, muitas vezes os resultados encontrados entre esses dois tipos de dentes, que desempenham diferentes funções, são similares, ou dependentes apenas da diferença de volume estrutural entre eles. Respeitando esse aspecto, associado a princípios de simulação da condição alveolar do dente, que permite liberdade de movimento durante a aplicação de carga (Soares et al., 2005), é escasso na literatura estudos que analisem comparativamente o efeito de diferentes retentores em caninos na sua inclinação diferenciada de incisivos.

Apesar de serem empregados com alta frequência e apresentarem grande credibilidade, os ensaios laboratoriais mecânicos destrutivos apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras no momento que antecede a fratura. 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 (Santos-Filho et al., 2008).

Nesse contexto, dúvidas são geradas sobre o tipo de retentor a ser usado na restauração de dentes tratados endodonticamente: se o mesmo protocolo de restauração com retentores intra-radiculares deve ser estendido com o de escolha para a restauração de dentes de pacientes submetidos a radioterapia e se o tipo de dente a ser restaurado define a indicação de diferentes sistemas intra-radiculares.

REVISÃO DA LITERATURA

1. RADIOTERAPIA

Jervoe, em 1970, considerou que há duas opiniões sobre a causa de defeitos dentários por radiação no homem: uma é baseada na hipótese de desnaturação dos componentes orgânicos da estrutura dentária primariamente pela radiação e depois seguida pela dissolução dos componentes calcificados e a outra baseada na sugestão que os defeitos dentários causados pela radiação são secundários em relação a hipossalivação causada pela radiação com conseqüentes alterações no ambiente oral micro-fisiológico e microbiológico. A investigação cristalográfica de dentes humanos irradiados, realizada pelo autor, mostrou que as duas opiniões, nem isoladas nem em combinação fornecem explicação completa sobre o aparecimento desses defeitos dentários. Dessa forma, o autor concluiu que as alterações na estrutura cristalina causadas pela radiação podem, junto com as alterações microfisiológicas e microbiológicas provocadas hipossalivação, favorecer o desenvolvimento de lesões cariosas.

Defeitos em dentes humanos após altas doses de irradiação em cabeça e pescoço têm sido reportados por muitos anos, mas o mecanismo para ocorrência desses defeitos é ainda controverso. Walker, em 1975, testou uma das alternativas que explicariam esse acontecimento: a radiação altera diretamente a susceptibilidade dentária a destruição cariiosa. Após a irradiação com cobalto-60 de dentes humanos, com doses de 3.500 e 5.000 rads (1 Gy = 100 rads), foi realizada a mensuração da solubilidade do esmalte e dentina em ácido láctico, o fator primário na deterioração dentária in vivo, 10% durante 48 horas. Todas as amostras em estudo demonstraram algum nível de desmineralização, inclusive as não irradiadas. Os resultados sugeriram que a irradiação não afetou significativamente a susceptibilidade do dente a desmineralização, no entanto as observações do autor não descartaram outras possibilidades de efeito direto da irradiação sobre o dente, como o aumento da fragilidade dentária causada pela degradação protéica.

A partir dos resultados encontrados em estudo publicado em 1992, Pioch e colaboradores concluíram que alterações de propriedades biofísicas do dente podem ser causadas pelo efeito de raios ionizantes. Após irradiação gama do cobalto-60, na dose de 70Gy, a junção dentina-esmalte foi testada por meio de cisalhamento, permitindo observação na redução da estabilidade nessa região. Uma observação importante feita pelos autores é sobre o meio de armazenamento das amostras durante a radiação, uma vez que existe diferença entre meios seco e úmido, devido o fato de o efeito da radiação ionizante ser principalmente um resultado de reações químicas com água. Frente ao volume de água presente nas estruturas dentais (12% em esmalte e 25% em dentina), é importante considerar que, a partir da geração de radicais livres de hidrogênio e peróxido de hidrogênio como fortes reagentes de oxidação, ocorre a desnaturação dos componentes orgânicos das estruturas dentais. As estruturas orgânicas como as fibrilas colágenas, podem ser parcialmente responsabilizadas pela ancoragem física entre o esmalte e a dentina. A destruição dessa matriz orgânica por radiólise poderia reduzir não só a ancoragem entre esses substratos, como também a estabilidade interna da dentina, a qual contém fibrilas colágenas também.

Em 2003, Vissink e colaboradores realizaram revisão de literatura sobre as várias opções existentes para prevenção e tratamento das alterações radio-induzidas nos tecidos orais. As seqüelas clínicas do tratamento radioterápico incluem mucosite, hipossalivação, perda da capacidade gustativa, osteo-radionecrose, cáries por radiação e trismo. A respeito de cáries por radiação, os autores relataram que são principalmente um efeito indireto das alterações causadas nas glândulas salivares, resultando em hipossalivação, alterando composição salivar e conseqüentemente a flora bacteriana na cavidade oral. Diante disso os autores afirmam que a prevenção da hipossalivação invariavelmente contribui para a prevenção de cáries por radiação.

Em 2005, Springer e colaboradores, se propuseram a estimar danos radiogênicos imediatos e diretos ao colágeno de tecidos dentais. Após dose

total de 31,5Gy de radiação gama do cobalto 60 aplicada em 5 dias, a mensuração de ligações hydroxilisilpiridinolina (HP) e lisilpiridinolima (LP) de colágeno maduro foi usada para determinar a relação da quantidade de fragmentos de colágeno de dentes irradiados e não irradiados. Quando comparada a fração de fragmentos de colágeno de tecido dental mineralizado irradiado versus não irradiado, os autores não detectaram diferença na concentração de HP e LP. Isto significa que a quantidade de colágeno danificado é equivalente e que danos radiogênicos diretos do colágeno dentro da dentina e esmalte não são decisivos no curso de desenvolvimento de cáries de irradiação. Eles ainda apontaram alguns estudos que defendem que as propriedades mecânicas da dentina irradiada in vitro são afetadas apenas após doses experimentais acima de 500Gy, sugerindo que danos radiogênicos diretos sem a presença de co-fatores, como a hipossalivação, não afetam significativamente o tecido dental duro. Além da observação feita nos tecidos dental duros, os autores analisaram a quantidade de fragmentos de colágeno na polpa. Observaram um significativo aumento de ligações HP e LR de colágeno no tecido pulpar irradiado comparado ao não-irradiado, indicando significativo aumento de quantidade de fragmentos de colágeno pela destruição radiogênica. Dessa forma, os autores sugeriram que a destruição radiogênica do colágeno no tecido pulpar pode contribuir para a fibrose secundária e diminuição da vascularização, debilitando o metabolismo odontoblástico; colaborando sinergicamente com a hipossalivação, no desenvolvimento de cáries dentárias.

Jham & Silva Freire, em 2006, realizaram revisão dos efeitos colaterais na cavidade oral durante ou após o tratamento radioterápico na região de cabeça e pescoço. Os autores relataram que a radioterapia tem sido amplamente utilizada no tratamento das lesões malignas da cabeça e pescoço, com melhora da sobrevida dos pacientes. Entretanto, muitos dos pacientes que apresentam câncer de cabeça e pescoço são submetidos a altas doses de radioterapia em extensos campos de radiação que irão incluir a cavidade bucal, maxila, mandíbula e glândulas salivares. Desta forma, a terapia anticâncer está

associada a diversas reações adversas que afetam de forma significativa a qualidade de vida dos pacientes, podendo afetar inclusive o andamento do tratamento.

Em análise química da reação de adesão do cimento resinoso RelyX Unicem, Gerth e colaboradores, em 2006, observaram que quando aplicado sobre dentina, interage apenas superficialmente sem aparente formação de tags. Esse padrão de adesão observado é semelhante ao formado quando é realizado experimentos com ácido polialquenóico e hidroxiapatita. Ligações iônicas entre grupos carboxílicos e ácido polialquenóico indicam uma interação entre os grupos funcionais carboxílicos e hidroxiapatita.

Kielbassa e colaboradores relataram, em 2006, que dependendo da localização do tumor, inevitavelmente, glândulas salivares, mucosa oral e maxilares têm que ser incluídos na área irradiada durante o tratamento. Este efeito se torna especialmente evidente nas regiões de cabeça e pescoço, onde diferentes estruturas são localizadas. Esses tecidos geralmente mostram diferentes reações a radioterapia. Nesse contexto, realizaram uma revisão sobre as sequelas orais associadas a radioterapia de cabeça e pescoço, com ênfase nos tecidos dentários e nas chamadas cáries de radiação. Os autores afirmaram que exodontias devem ser evitadas se possível. Consequentemente, a terapia endodôntica se tornou o tratamento de escolha em muitos casos e tem se mostrado como uma alternativa viável, já que injúrias traumáticas devem ser mínimas.

Fränzel e colaboradores, em 2006, por meio de nanoidentação, avaliaram o efeito da irradiação terapêutica para tumores nas propriedades mecânicas, dureza e módulo de elasticidade, de esmalte e dentina. Além disso, avaliaram o efeito da desmineralização e remineralização em dentes irradiados. A dose de radiação neste estudo foi 60Gy, sendo 2Gy diários durante 5 dias por semana. Os autores observaram que os valores de propriedades mecânicas apresentaram notável redução: a dureza em torno de 94% para

esmalte e 61% para dentina; o módulo de elasticidade teve decréscimo de 85% para esmalte e 66% para dentina. Dessa forma, concluíram que as propriedades mecânicas do dente são claramente alteradas frente a irradiação terapêutica para tumores. Os resultados permitiram concluir que há duas importantes razões para a destruição do dente. A primeira é a destruição radiativa. A interação da matriz orgânica com cristais de apatita se origina da ligação eletrostática de cadeias laterais de carboxilato de colágeno e grupos de fosfato na superfície mineral, via íons de cálcio. A radiação promove descarboxilação de ligações laterais e perda de grupos ácidos de fosfato. A perda de grupos ácidos de fosfato permite a formação de novas pontes de íon cálcio de grupos fosfatos. Adicionalmente, a interação mineral-orgânica é reduzida e o desenvolvimento de dióxido de carbono pode induzir micro-trincas na hidroxiapatita mineral. Assim, pequenos cristalitos são formados e a superfície do substrato se torna rugosa. Como consequência da descarboxilação, a dureza e a elasticidade tanto no esmalte quanto na dentina é dramaticamente reduzida. A segunda razão é a radioxerostomia, que é observada pelos autores como um efeito adicional secundário na destruição de dentes, nesse caso.

Soares e colaboradores (2009) avaliaram a influência da radiação gama do cobalto 60 na resistência coesiva de esmalte, dentina coronária e dentina radicular nas orientações paralela e transversal a orientação dos túbulos dentinários e prismas de esmalte. Foram selecionados terceiros molares humanos hígidos, divididos em dois grupos: não irradiado e irradiado. Os dentes irradiados receberam dose de 60 Gy de radiação gama, fracionados em 1,8 Gy diários por 6 semanas. As regiões analisadas resultaram em seis subgrupos associando a região e a radioterapia. Foi construída restauração na superfície oclusal dos dentes e então as amostras foram seccionadas para teste de microtração. Os dados foram submetidos a análise estatística e permitiram concluir que a orientação estrutural do esmalte e da dentina influencia de forma diferente na resistência do substrato e independente do substrato a irradiação diminui significativamente a resistência.

2. DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE E RETENTORES INTRA-RADICULARES

No ano de 1985, Trope e colaboradores, 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 do canal para inserção do 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 ao 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. Adicionalmente, observaram que o preenchimento do canal radicular com compósito resinoso aumentou significativamente a resistência à fratura, quando comparado com as demais técnicas.

Em 1992, Burke realizou revisão de literatura sobre a incidência, causas e métodos de investigação de fraturas dentais e relatou que a fratura dental é um problema crescente de significância clínica, com vários fatores predisponentes. O autor relatou que restaurações amplas e extensas lesões de cárie tendem a estar associadas à maior parte das fraturas, com maior incidência em primeiros molares inferiores comparados aos outros dentes. Adicionalmente, indicou que a fratura de dentes após o tratamento endodôntico é uma observação clínica comum, e que este aumento do risco à fratura em dentes tratados endodonticamente tem sido atribuído a diversos fatores como: a perda de estrutura dental em consequência da destruição por cárie, o efeito do preparo para o acesso endodôntico e a alteração de propriedades físicas e mecânicas da dentina devido à terapia endodôntica. Neste aspecto o autor relatou que dentes tratados endodonticamente apresentam redução de umidade, sendo mais frágeis e menos resistentes que dentes vitais.

Em 1996, Morgano relatou que pinos têm sido recomendados a mais de 100 anos para reter reconstruções coronárias. O autor afirmou que quando a terapia endodôntica é inevitável, a conservação da estrutura remanescente é o fator mais importante. Adicionalmente, descreveu algumas considerações sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente, indicando que o comprimento do pino deve respeitar o selamento apical de 4 a 5 mm. O prognóstico é melhor quando a largura do pino não excede a metade da largura da raiz. A coroa cimentada deve estender-se apicalmente ao núcleo possibilitando realização de férula de 1,5 a 2 mm. Pinos ligeiramente cônicos são mais conservadores e fáceis de preparar comparados a pinos paralelos. E finalmente, quando o comprimento do pino estiver comprometido devido a problemas anatômicos, a utilização de cimento resinoso deve ser preferível.

Morgano & Brackett, em 1999, em uma revisão de literatura com o objetivo de fornecer indicações clínicas para os dentistas na seleção de métodos e materiais para a restauração de dentes estruturalmente comprometidos discutiram diversos tópicos incluindo a seleção de retentor

intra-radicular e o papel do efeito férula. Com relação aos retentores os autores relataram que núcleos metálicos moldados e fundidos tornaram-se método de rotina para a restauração de dentes tratados endodonticamente. Para dentes anteriores tratados endodonticamente com destruição coronária moderada a severa, núcleos metálicos moldados e fundidos têm sido descritos como os retentores de escolha na restauração destes dentes. Ao contrário, molares freqüentemente comportam-se satisfatoriamente com núcleos diretos retidos na câmara coronária e uma porção dos canais radiculares, e a retenção do núcleo pode ser aumentada pela inserção de um ou mais pinos intra-radulares pré-fabricados. Pré-molares podem ser restaurados tanto com núcleos metálicos moldados e fundidos ou pinos pré-fabricados com núcleos diretos. Adicionalmente, os autores relatam que pinos em dentes tratados endodonticamente podem transferir forças oclusais para a raiz resultando em uma predisposição a fratura radicular vertical. Assim, o papel da restauração final é proteger o dente tratado endodonticamente com retentor e núcleo. Neste sentido, deve-se conservar a maior quantidade de estrutura coronária dental possível no preparo para coroas totais para aumentar o efeito férula. Uma altura mínima de 1,5 a 2 mm de estrutura dental intacta acima da margem da coroa 360° ao redor da circunferência do preparo do dente parece ser uma indicação racional para este efeito férula. Cirurgia para aumento da coroa clínica ou extrusão ortodôntica devem ser considerados nos casos de dentes severamente destruídos com o objetivo de expor estrutura dental adicional para estabelecer a férula.

Ferrari e colaboradores (2000) realizaram estudo clínico randomizado com acompanhamento de duzentos pacientes durante quatro anos avaliando o sucesso do tratamento de dentes tratados com pinos intra-radulares. Dois grupos de dentes tratados endodonticamente foram definidos: pino não metálico de fibra de carbono versus pinos metálico fundido. Para participar do estudo o sujeito deveria ter no mínimo um dente com severa perda de estrutura dental. Após o mínimo de 48 horas depois do tratamento endodôntico, as raízes foram preparadas para receber um pino. Radiografias periapicais e

exames clínicos foram realizados antes da cimentação do pino, imediatamente após e com 6 meses, 1, 2 e 4 anos após a cimentação da coroa definitiva com o objetivo de avaliar a retenção da coroa, cárie secundária e tecidos periapicais e periodontais. Foi considerado sucesso se o pino estivesse in situ, sem cárie secundária, sinais de falha técnica ao exame radiográfico e clínico, infecções endodônticas, perda de retenção, fratura do pino ou fratura radicular. Após o período do estudo, os pinos de fibra demonstraram maior taxa de sucesso (95%) do que os pinos metálicos fundidos (84%). Sendo importante ressaltar que nos pinos de fibra, 3% de falha esta relacionada a pacientes que não retornaram ao estudo e 2% em relação a falhas endodônticas. Já no grupo do tratamento com pinos metálicos fundidos, 9% apresentaram fratura radicular, 3% lesão periapical, 2 % deslocamento de coroa e 2% pacientes que não retornaram ao estudo.

Fernandes & Dessai, em 2001, realizaram revisão de literatura de fatores que afetam a resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radulares, entre os anos de 1960 e 2000. Os artigos foram selecionados com base na relação de tensões e resistência à fratura de pinos intra-radulares e na corrosão de pinos e a relação com fraturas radulares. 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. O material do pino deve ter módulo de elasticidade similar ao da dentina radicular para distribuir as forças aplicadas ao longo do comprimento do pino e da raiz. Pinos metálicos rígidos, provavelmente causam concentração de tensões que levam a fratura radicular. Os autores também comentaram que a geometria da restauração final tem efeito no prognóstico de dentes tratados endodonticamente e restaurados. Nesse contexto, a férula tem sido sugerida para melhorar a integridade de dentes tratados endodonticamente.

Em 2001, Joshi e colaboradores, relataram que parâmetros como material, comprimento, diâmetro, configuração e rugosidade de superfície de retentores intra-radiculares afetam suas propriedades mecânicas e objetivaram avaliar a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente. Por meio de análise por elementos finitos tri-dimensional os autores observaram que a distribuição de tensões em cada sistema é dependente da geometria, rigidez e material do retentor, rigidez das estruturas de suporte, material do núcleo e coroa, e direção e magnitude das forças oclusais. Concluíram que, sobre os materiais estudados, pinos metálicos apresentam maior concentração de tensões que pinos de fibra de vidro associados a resina composta. Pinos fabricados com materiais convencionais não reforçam o dente; ao contrário, causam áreas de concentração de tensões que podem tornar o dente tratado endodonticamente susceptível a fratura. Os pinos de fibra de vidro aderidos a dentina são os os retentores que apresentam melhor potencial para reforçar o dente. Além disso, os autores observaram que a fratura nos pinos de fibra é gradual, com fratura do material antes da fratura do dente. Isto é uma grande vantagem de padrão de fratura, uma vez que geralmente fraturas radiculares indicam a extração do dente. Finalizando, os autores indicam que o dente é enfraquecido pelo desgaste de estrutura durante o preparo para inserção do retentor. Diante disso, a escolha por instalação de pinos intra-radiculares deve ser considerada apenas quando nenhuma opção natural para o material do núcleo exista, tendo em que dentes tratados têm maior probabilidade de fratura no futuro.

Akkayan & Gülmez (2002) compararam, em estudo in vitro, o efeito de pinos de titânio, zircônia, quartzo e fibra de vidro na resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com coroas metálicas. De acordo com os resultados obtidos, os autores afirmam que o módulo de elasticidade dos diferentes tipos de pino utilizados no estudo devem ser considerados; uma vez que o alto módulo de elasticidade do titânio comparado ao da dentina pode ser responsável por fraturas catastróficas sob baixas cargas. Os pinos de quartzo têm baixo módulo de elasticidade

semelhante ao da dentina, o que explica os padrões de fratura favoráveis sob altos valores de carregamento. Os pinos de fibra de vidro exibem módulo de elasticidade mais próximo da dentina que os sistemas de zircônia e titânio. Devido ao alto módulo de elasticidade desses pinos, as tensões são transferidas diretamente para a interface pino/dente sem dissipação das tensões. Nesse contexto, os autores especulam que pinos devem apresentar módulo de elasticidade o mais próximo possível ao da dentina, reduzindo concentração de tensões e favorecendo o padrão de fratura.

Em estudo comparativo da resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente, Heydecke e colaboradores, em 2002, avaliaram diferentes sistemas pino/núcleo de preenchimento sob carregamento de fadiga de 1,2 milhões de ciclos de 30N: pino de titânio e núcleo de resina; pino de zircônia e núcleo de resina; pino de zircônia e núcleo cerâmico. Os autores observaram que com pinos rígidos, as fraturas comumente acontecem no terço apical radicular. Também relataram que reconstruções mais rígidas são incapazes de transmitir tensões e então se tornam susceptíveis a fratura. O alto módulo de elasticidade desses materiais rígidos resultam em menor capacidade de flexão da unidade pino/núcleo sob carregamento.

Em revisão de literatura sobre colocação de pinos intra-radiculares, Schwartz & Robbins (2004), enfatizaram elementos decisivos para a restauração de dentes tratados endodonticamente. O objetivo do trabalho foi apresentar princípios baseados em evidências nas perspectivas restauradoras e endodônticas. Diferentes estudos têm proposto que a dentina de dentes tratados endodonticamente é substancialmente diferente daquela de dentes vitais. Apesar de estudos recentes discutirem essa idéia, é consenso que a perda estrutural dentária associada ao preparo para acesso endodôntico favorece maior ocorrência de fraturas em dentes tratados endodonticamente quando comparado a dentes vitais. Sobre a indicação de pinos intra-radiculares, os autores reiteram o objetivo primário de retenção do material do núcleo de preenchimento, indicando grau de risco durante o preparo do espaço para sua

cimentação. Dessa forma, devem ser indicados apenas quando opções naturais não estão disponíveis para retenção. A necessidade e indicação de pinos variam de acordo com a posição do dente no arco e o tipo de força que incide sobre ele. Na maioria dos casos, o enfraquecimento do remanescente coronário de dentes anteriores após o desgaste estrutural para acesso endodôntico, permite a indicação de pinos, quando esses dentes forem reabilitados com prótese fixa. Defini-se então que a quantidade de remanescente coronário e o requerimento funcional dentário determinam a necessidade de pinos para dentes anteriores, uma vez que estes recebem principalmente forças laterais e cisalhantes. Para molares, a menos que exista extensa destruição coronária, a embocadura do canal e a câmara coronária oferecem adequada retenção para construção do núcleo de preenchimento, uma vez que esse grupo de dentes recebe forças principalmente verticais. Na maioria dos casos, esses dentes necessitam de recobrimento de cúspides, mas não da instalação de pinos. Naqueles que apresentarem a necessidade de pino intra-radicular, este deve ser instalado no canal mais amplo, que seria o palatino para molares superiores, e o distal para os inferiores. Raramente, mais que um pino é requerido para reabilitação de molares. Pré-molares são usualmente mais volumosos que dentes anteriores, no entanto, quando uniradiculares, apresentam canal radicular relativamente estreito. Além dessas razões, são dentes expostos a forças laterais durante a mastigação, determinando maior indicação de pinos intra-radiculares quando comparados a molares. Mais uma vez, o remanescente coronário estrutural e a demanda funcional são os fatores determinantes para a indicação. Relacionando alguns fatores importantes para a resistência da restauração, os autores enfatizam o modo de fratura. Todos os sistemas de pinos apresentam a mesma porcentagem de falhas clínicas; no entanto, alguns causam maior incidência de falhas não restauráveis. Por exemplo, dentes restaurados com pinos menos rígidos, como pinos de fibra, tendem causar fraturas passíveis de restauração. A possibilidade de recuperação ou reabilitação deve ser considerada durante o planejamento de restauração com pinos intra-radiculares, não só por possível falha da restauração, mas também do tratamento endodôntico, sobre o qual o

pino é instalado. Dentes preparados com férula também tendem falhar de modo mais favorável. Definido como uma cinta vertical na estrutura dental no preparo para coroa, o efeito férula é outro importante fator para a longevidade da restauração diante do uso de pinos intra-radiculares. Além de retenção, oferece forma de resistência. Nesta revisão de literatura, os autores categorizaram os pinos em ativos ou passivos, cônicos ou paralelos e de acordo com o material constituinte. Os núcleos metálicos moldados e fundidos são indicados na literatura com alta taxa de sucesso e vantagens em algumas situações clínicas, como em casos de múltiplos dentes com restaurações intra-radiculares. No entanto, tem sido citada a desvantagem da necessidade de tempo laboratorial para sua confecção, que além de tempo clínico, pode prejudicar o selamento do material obturador, devendo ser fabricado e cimentado o mais rápido possível. Na década de 90 pinos de fibra começaram a ser introduzidos na prática clínica devido a sua principal vantagem: módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Devido a sua maior flexibilidade quando comparado a pinos metálicos e a capacidade de adesão ao cimento resinoso e, conseqüentemente à dentina, as tensões geradas pelas forças mastigatórias são distribuídas mais uniformemente na raiz, resultando em menos fraturas radiculares. Relacionado ao preparo dentário para instalação de pinos, os autores concluem que mínimo desgaste deve ser idealizado durante as etapas de tratamento do canal e alívio para o pino. Na maioria dos casos, o preparo para o espaço do pino, deveria ser realizado pelo mesmo operador que realizou o tratamento endodôntico, devido a intimidade com a anatomia intra-radicular. A gutta-percha deve ser removida com instrumentos aquecidos e, para maior eficiência, instrumentos rotatórios. Quatro ou cinco milímetros de gutta-percha devem ser conservados no ápice do dente para manutenção do selamento apical. Após discussão de alguns princípios básicos para restauração de dentes tratados endodonticamente, os autores concluem que a maioria dos sistemas de pinos intra-radiculares pode ser usada com sucesso, se esses princípios forem seguidos, no entanto alguns pinos devem ser excluídos devido a inadequada resistência e dificuldade de reparo. Pinos de fibra provavelmente continuarão aumentando sua quantidade de uso, dentro da

hipótese de que estudos clínicos em longo prazo relatarão níveis de sucesso similares aos de curto prazo já publicados.

Akkayan (2004) comparou o efeito de três diferentes alturas de férula (1,0mm, 1,5mm e 2,0mm) na resistência a fratura e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com quatro sistemas de pinos estéticos (fibra de quartzo, fibra de vidro, fibra de vidro mais zircônia e zircônia), com núcleo de preenchimento em resina composta e coroa total em liga Ni-Cr. A partir dos resultados encontrados, o autor sugere que quando um dos quatro tipos de pino estudados for usado, férula de 2,0mm poderia melhorar o prognóstico de dentes tratados endodonticamente, por meio do aumento de resistência a fratura.

Torbjörner & Fransson, em 2004, apresentaram revisão de literatura sobre fatores biomecânicos que afetam o tratamento reabilitador de dentições comprometidas, dando ênfase para dentes tratados endodonticamente. Em uma análise sobre tipos de estudos sobre tratamentos com pinos e núcleos, os autores fazem a importante observação que achados in vitro podem oferecer guias de discussão, mas baixo nível de evidência devido a complexidade das condições intra-orais. Citam que algumas técnicas como análises por elementos finitos e por fotoelasticidade podem ser usadas para complementar estudos in vitro, uma vez que permitem a análise da distribuição de tensões. Os autores observam que diversos estudos in vitro são conduzidos diretamente sobre o núcleo/pino e consideram esta uma escolha questionável já que o núcleo, sob condições clínicas, é geralmente coberto por uma coroa total com suas margens sobre estrutura dentária saudável, criando o efeito férula. Além disso, comentam que os valores de resistência a fratura de raízes para diferentes tipos de pinos são obtidos dependendo da técnica utilizada no estudo, e que as conclusões obtidas por meios desses estudos devem ser cuidadosamente interpretadas. Quando analisam estudos in vivo, diferenças notáveis em taxas de falhas para diferentes sistemas de pinos não são óbvias. Outros fatores como quantidade de estrutura remanescente, efeito férula da

coroa, e magnitude e direção de cargas funcionais, provavelmente têm maior influência nas taxas de sobrevida de próteses que o tipo de pino usado. Comentando alguns aspectos relevantes, os autores observam que quando o reforço é desejado, a incorporação de férula no delineamento da coroa envolvendo a circunferência radicular, protege a raiz das forças máximas. Após a cimentação de coroa total com o efeito férula as diferenças entre pinos rígidos e elásticos são menos óbvias, assim como as propriedades mecânicas do material dos núcleos de preenchimentos são também menos significantes. Sobre o tipo de pino, os autores resumem que existem duas opções: ou um pino com menor módulo de elasticidade e fraturas prematuras, mas confiantemente reparáveis ou um pino com alto módulo de elasticidade com falhas após longo tempo em função e/ou sob altos níveis de força com, mais freqüentemente, fraturas irreparáveis. Uma das conclusões dos autores é que a geometria da prótese utilizada é provavelmente um fator mais importante para a longevidade de estruturas endodonticamente comprometidas que o tipo de pino usado.

Soares e colaboradores, em 2005, avaliaram a influência do material de inclusão e da simulação de ligamento periodontal na resistência a fratura de dentes bovinos. Além de observarem que existe grande influência da simulação do ligamento periodontal no padrão de fratura e que padrões de fratura mais homogêneos foram observados quando a inclusão foi realizada em resina de poliestireno, os autores comentaram outros pontos que devem ser considerados no delineamento de um trabalho experimental in vitro. Fatores como modo de aplicação de carga, velocidade do teste e inclusão do dente devem ser padronizados em teste in vitro, para melhor representação de situações clínicas. Os autores também afirmaram que a distribuição do padrão de fratura é o principal parâmetro em análises comparativas, uma vez que apenas os valores de resistência a fratura observados em estudos in vitro parecem ser diferentes dos valores intra-orais observados quando um dente fratura.

Tan e colaboradores, em 2005, investigaram a resistência sob carregamento estático de incisivos superiores tratados endodonticamente com configurações de férula uniformes e não uniformes. Os resultados encontrados demonstraram que estes dentes restaurados com núcleo metálico moldado e fundido e coroa com férula uniforme de 2mm são mais resistentes a fratura comparados a incisivos centrais com férulas não uniformes (0,5mm: vestibular e palatina, e 2mm: proximais). Os autores afirmam que haja diversos mecanismos de ação a serem considerados. A melhor explicação seria que grande quantidade de dentina possibilite a redistribuição e dissipação das forças máximas. Adicionalmente, essa quantidade de dentina cria uma fundação mais estável para o núcleo e o pino, oferecendo maior resistência a rotação.

Em 2005, Naumann e colaboradores realizaram estudo clínico prospectivo da longevidade de reconstruções pós-tratamento endodôntico de dentes com vários níveis de perda de tecido duro utilizando pinos cônicos ou paralelos. 149 pinos de fibra de vidro em 122 pacientes foram avaliados por uma média de 39 meses. Fratura do pino, seguida de perda de retenção foram as causas mais freqüentes de falha. Maiores taxas de falha foram observadas para restaurações de dentes anteriores comparadas a dentes posteriores, para restaurações sem contato proximal comparadas a restaurações com no mínimo 1 contato proximal, e para dentes restaurados com coroas únicas comparadas a próteses fixas de mais elementos. Em relação a análise do tipo de dentes restaurado, os autores observaram que as restaurações realizadas em incisivos ou caninos apresentaram uma taxa de falha 3 vezes maior que as restaurações de pré-molares e molares. Esses achados podem ser explicados devido a forças horizontais que incidem sobre os dentes anteriores gerando altas tensões de tração comparadas a um vetor de força compressivo predominantemente perpendicular sobre os dentes posteriores. Nesse contexto, a região anterior maxilar pode ser considerada uma área de maior risco para falhas por fadiga, uma vez que forças não axiais parecem ser o

principal fator biomecânico para risco de fratura de dentes tratados endodonticamente.

Hayashi e colaboradores (2006) realizaram estudo com pré-molares superiores tratados endodonticamente avaliando a diferença na resistência a fratura de diferentes sistemas pinos/núcleos (pino de fibra de quartzo, pinos metálicos pré-fabricados, núcleos metálicos moldados e fundidos em liga de ouro) sob coroa total metálica, sob duas inclinações: 90° (vertical) ou 45° (oblíquo). A carga vertical foi aplicada no centro da superfície oclusal, enquanto que a carga oblíqua foi aplicada no centro da cúspide que o pino estava localizado. A comparação da resistência a fratura entre os grupos com mesma restauração e diferentes tipos de carga aplicados indicaram que a resistência a fratura é mais alta para as cargas verticais, nos três tipos de restauração avaliados. Sob condição de carregamento oblíquo, a maioria das fraturas para os núcleos metálicos se propagaram até o terço médio radicular, enquanto que para os pinos de fibra 2/3 das fraturas se concentraram na porção cervical radicular. Essa diferença pode ser explicada pela distribuição de tensões no complexo, uma vez que em pinos metálicos, as tensões se concentram no interior do pino, em toda a interface pino x dente e ainda no ápice do pino. Refletindo essa distribuição de tensões, as fraturas se propagam ao longo do pino metálico até a porção média da raiz incluindo o ápice do pino. Isto indica que a maioria das fraturas de dentes restaurados com núcleos metálicos foi não-reparáveis. Em contraste, a maioria das fraturas do grupo restaurado com pino de fibra foi limitada a porção cervical da raiz incluindo a interface núcleo/dentina, já que as tensões se concentram na porção cervical e na superfície externa radicular, caracterizando fraturas passíveis de restaurações. Os autores observaram que a diferença do módulo de elasticidade dos materiais estudados, principalmente a rigidez dos pinos metálicos, para a dentina foram exacerbados, uma vez que a aplicação oblíqua de carga induz a flexão do pino.

Zarone e colaboradores, 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 alto módulo de elasticidade alteram negativamente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões foram: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. 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.

Soares e colaboradores (2006) avaliaram a resistência a fratura de restaurações de cerâmica reforçada com leucita cimentadas sobre molares com diferentes preparos cavitários. As amostras foram submetidas a carregamento axial com esfera metálica de 6,0mm de diâmetro sob velocidade de 0,5mm/min em máquina de teste mecânico (DL2000, EMIC) até a fratura. Essa esfera parece ser um dispositivo ideal para molares uma vez que contata as vertentes internas das cúspides funcionais e não funcionais, próximo ao que acontece clinicamente. O maior valor médio de resistência a fratura foi encontrado para os dentes hígidos (3143 N). Frente aos outros valores observados, os autores concluíram que o recobrimento de cúspides não

aumenta a resistência à fratura de molares restaurados com restaurações cerâmicas reforçadas com leucita.

Santos-Filho e colaboradores, em 2006, testaram a hipótese que o tipo de pino: fibra de vidro, moldado e fundido e pré-fabricado metálico e a extensão intra-radicular: 1/3, metade e 2/3 do comprimento radicular interferem na distribuição de tensões em simulação de carregamento em protusão por meio de elementos finitos. A análise dos resultados foi realizada pelo critério de von Mises. A maior profundidade dos retentores metálicos melhorou a distribuição de tensões, porém não alterou as tensões para o pino de fibra. Os pinos metálicos apresentaram maior concentração de tensão na dentina adjacente ao limite apical do pino, enquanto o pino de fibra de vidro apresentou melhor distribuição ao longo de toda a raiz. Os autores concluíram que a profundidade de 2/3 do comprimento radicular é indicada para melhor distribuição de tensões para pinos metálicos, contudo não é decisiva para pino de fibra de vidro.

Em 2006, Fokkinga e colaboradores investigaram o comportamento a fratura de pré-molares severamente destruídos, restaurados com coroas metálicas e diferentes sistemas de pinos. Os materiais utilizados variaram entre pinos metálicos e pinos de fibra de vidro. Todas as coroas foram fundidas em liga Cromo-cobalto e apresentaram férula de 1,2mm. As amostras foram testadas em inclinação de 30° usando uma barra cilíndrica de 2mm de diâmetro. Os valores médios variaram de 433 a 2473 N. Os autores justificaram a grande variação nos resultados pelo uso de dentes humanos no estudo. Os resultados médios não foram estatisticamente significantes entre os grupos restaurados com pinos metálicos e pinos de fibra. Os autores afirmaram que esse achado se deve a direção do carregamento relativamente favorável; apesar da direção de 30° resultar em efeito de tração em um lado da coroa, resulta também em alta compressão no outro lado da coroa. Outro aspecto abordado foi o comprimento da coroa relativamente pequeno, uma vez que se coroa mais longas fossem utilizadas braços de alavanca maiores seriam criados, contribuindo para a fratura. Os autores também relatam que a carga

aplicada é inicialmente transferida para a férula e posteriormente para a raiz. Nessas condições o possível efeito do pino não parece existir. Finalmente observam que as fraturas radiculares podem ser relacionadas ao ápice do retentor.

Salameh e colaboradores em 2006 relataram que apesar do potencial de fratura de dentes tratados endodonticamente ter sido estudado, atualmente ainda não foi estabelecida uma relação causal definida entre fratura e o tipo de restauração, e ainda permanecem controvérsias relativas à qual material ou técnica seriam ideais para a reabilitação destes dentes. Assim, os autores compararam a resistência à fratura e padrão de fratura molares mandibulares restaurados usando resina composta com ou sem pinos pré-fabricados de fibra de vidro, com relação ao número de paredes cavitárias residuais. Os grupos avaliados se diferenciavam em relação ao número de paredes residuais e ao uso ou ausência de pinos de fibra. Uma das conclusões dos autores foi que a resistência não foi afetada pelo uso ou não de pino de fibra, entretanto ao contrário dos achados para os pinos metálicos, parece que o uso de pinos de fibra tem um efeito positivo no padrão de fratura, resultando em mais fraturas passíveis de restauração.

Silva, em 2007, avaliou o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados. Foram empregadas raízes bovinas com dimensões semelhantes, tratadas endodonticamente, aleatoriamente divididas em 9 grupos. Os canais foram preparados com 10 mm de profundidade e 1,5 mm de diâmetro e as raízes receberam preparo com férula de 0,5 mm de profundidade e 2 mm de extensão. Dois grupos de referência foram restaurados com retentores intraradiculares metálicos fundidos em níquel-cromo e pino de fibra de vidro com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos, os canais radiculares foram alargados na profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina remanescente em 0,5mm

no terço coronário da raiz. Os canais alargados foram então restaurados com, núcleo metálico fundido; pino de fibra de vidro; pino de fibra de vidro associado a pinos de fibra de vidro acessórios; preenchimento direto com resina composta nos terços médio e cervical após cimentação do pino; preenchimento direto com resina composta associado a pinos acessórios, após cimentação do pino; pino reembasado com resina composta de forma indireta; pino reembasado com resina composta de forma indireta associado a pinos acessórios. Todos os procedimentos de cimentação foram realizados com cimento resinoso de ativação química, os núcleos de preenchimento em resina composta e as raízes restauradas com coroa total metálica. As amostras foram submetidas a fadiga mecânica. Em cinco amostras de cada grupo, dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa, no centro do dente, para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100N. A resistência à fratura (N) das amostras foi então medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga oblíqua (135°). Os dados foram submetidos à estatística. O padrão de fratura foi classificado de acordo com o grau de comprometimento da estrutura dentária em catastrófica ou reparável. Concluiu-se que o uso de pinos de fibra de vidro, associado ao preenchimento com resina composta e/ou pinos de fibra de vidro acessórios, parece ser mais indicado como alternativa ao núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas, devido ao menor risco de fraturas catastróficas.

Soares e colaboradores, em 2007, avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e tempo de armazenagem na resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Dentes bovinos foram divididos em dois grupos: dentes tratados endodonticamente (TE) e dentes não-tratados endodonticamente (NT). Os canais dos dentes TE foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio 1%, e obturados em seguida com cones de gutta-percha e cimento à base de óxido de zinco e eugenol pela técnica de condensação lateral. Os ensaios de resistência flexural e microtração foram realizados imediatamente (T1), 7(T2), 15(T3), e 30(T4) dias após a extração para os grupos NT e após a

extração e obturação do canal radicular para os TE. Foram realizados ensaio de resistência flexural de 4 pontos e ensaio de microtração. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo altera negativamente a resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Os autores atribuíram como possíveis razões para estas alterações das propriedades da dentina a desidratação do dente pela remoção da polpa, a alteração da matriz orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, e a ação do eugenol que esta presente no cimento obturador.

Qing e colaboradores, em 2007, avaliaram a resistência a fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente e restaurados com pinos de zircônia e de fibra de vidro com núcleo de resina composta e núcleos metálicos moldados e fundidos (NiCr) e coroa total metálica (NiCr) com 2mm de férula. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e de zircônia demonstraram valores médios de resistência à fratura significativamente menores que os dentes restaurados com núcleos metálicos moldados e fundidos. Os autores relatam que sob carregamento oblíquo de 45° o dente se comporta mecanicamente como cantilever. Nessa situação, os valores de resistência obtidos representam primariamente a resistência de flexão desse cantilever, que é uma estrutura multicomponente incluindo a raiz, a coroa e o pino com seu núcleo de preenchimento. É sugerido que dentes restaurados com pinos rígidos (NiCr) são mais resistentes as forças de flexão, exibindo maiores valores médios de resistência.

Soares, em 2008, avaliou o comportamento biomecânico de pré-molares superiores humanos por meio de análise da distribuição de tensões, deformação da estrutura dental e resistência à fratura, variando a morfologia radicular e o tipo de preparo cavitário. Foram selecionados pré-molares superiores com dimensões coronárias semelhantes, distribuídos em 4 categorias de morfologia radicular diferentes uniradiculares; biradiculares com furca presente no terço apical da raiz; biradiculares com furca presente no terço médio da raiz; biradiculares com furca presente no terço cervical da raiz. Cada

dente recebeu sete tipos seqüenciais de remoção de estrutura: hígido (controle), oclusal, disto-oclusal, mésio-ocluso-distal, acesso endodôntico, tratamento endodôntico, restauração com resina composta. O comportamento biomecânico dos dentes foi analisado de forma comparativa entre diferentes metodologias: 1) simulação computacional para análise da distribuição de tensões (método de elementos finitos), 2) ensaio laboratorial não-destrutivo para análise das deformações (método de extensometria) e 3) ensaio laboratorial destrutivo para análise da resistência a fratura (método de resistência à fratura), além da realização da classificação do padrão de fratura. Observou-se que a remoção de estrutura dental favoreceu maior acúmulo de tensões e deformação. O tipo de morfologia radicular influenciou no padrão de deformação de cúspide e face proximal, sendo a furca cervical o fator mais importante no aumento dos valores de deformação. A furca presente no terço cervical e sulcos profundos das faces proximais promoveram maior incidência de fraturas severas. Observou-se também correlação direta dos resultados encontrados nos diferentes métodos empregados.

Abo El-Ela e colaboradores, em 2008, avaliaram a resistência a fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurado com pino não metálico em combinação com adesivos auto-condicionantes. Para realização do trabalho 56 dentes anteriores foram utilizados, entre eles incisivos centrais e laterais e caninos. Todas as amostras foram testadas sob angulação de 135° até a fratura. O autor justifica a inclinação escolhida pela busca de simular com fidelidade o carregamento observado sob condições clínicas.

Zogheib e colaboradores avaliaram, em 2008, a resistência à fratura de raízes fragilizadas restauradas com pinos de fibra de vidro, núcleos de resina composta e coroas totais metálicas. Trinta caninos superiores foram aleatoriamente divididos em 3 grupos. Dentes sem enfraquecimento (grupo controle); grupo de raízes parcialmente enfraquecidas e amplamente enfraquecidas. O grupo controle foi restaurado com pinos de fibra de vidro e núcleo em resina composta. Os dentes dos grupos de raízes parcialmente e

amplamente enfraquecidas foram internamente preparadas de maneira padronizada simulando enfraquecimento. Após isto, as raízes foram parcialmente preenchidas com resina composta e restauradas como no grupo controle. Os espécimes foram expostos a 250.000 ciclos em uma máquina de ciclagem mecânica. Todos os dentes intactos foram submetidos à carga estática (N) em uma máquina de ensaio universal a 45 graus ao longo eixo do dente até a sua falha. Os resultados foram analisados estatisticamente Os autores concluíram que maior espessura de paredes dentinárias aumenta significativamente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Isto se justifica que a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente é diretamente proporcional a quantidade de estrutura dentária remanescente.

Sendhilnathan & Nayar, em 2008, realizaram estudo in vitro com incisivos superiores comparando a resistência à fratura entre: dentes hígidos e dentes tratados endodonticamente; dentes tratados endodonticamente com ou sem retentores intra-radulares; núcleos metálicos moldados e fundidos em NiCR e pinos pré-fabricados de titânio com núcleos de resina composta. Também avaliaram o efeito férula nos dois tipos de pinos utilizados. Todos os dentes foram restaurados com coroa metalo-crêmica (NiCr e porcelana VMK95 Vita). Os dentes foram testados em inclinação de 135° até a fratura. Os valores médios de resistência a fratura indicaram que a presença de férula reduz significativamente a incidência de fraturas em dentes tratados endodonticamente pelo reforço do dente na sua superfície externa, redistribuindo as forças aplicadas. Além disso, os dentes restaurados com férula apresentaram maiores valores médios de resistência a fratura quando comparados aos dentes que receberam coroas sem férula. A partir da análise dos resultados os autores afirmam que a resistência de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentor intra-radicular depende do tipo de pino empregado e do efeito férula.

Soares e colaboradores, em 2008, avaliaram a resistência a fratura e relacionaram o modo de fratura à distribuição de tensões em pré-molares mandibulares tratados endodonticamente restaurados com resina composta associada ou não a pino de fibra de vidro. Pré-molares hígidos foram selecionados e divididos em cinco grupos: dentes hígidos e os demais grupos relacionando tratamento endodôntico, preparo méso-ocluso-distal, restauração com resina composta, pino de fibra de vidro e redução ocluso-cervical de 2/3 da cúspide. As amostras foram testadas até a fratura. Os padrões de fratura foram analisados em quatro níveis: I. envolvendo pequena porção dentária coronária; II. envolvendo fratura da porção coronária e fratura coesiva do material restaurador; III. com envolvimento periodontal e fratura adesiva da resina; IV. fratura catastrófica com fratura vertical coroa-raiz. Para análise por elementos finitos cinco modelos bi-dimensionais foram criados, simulando cada grupo experimental durante o teste destrutivo. Os resultados foram analisados pelo critério de von Mises. Nenhuma amostra apresentou fratura envolvendo o pino de fibra de vidro. A análise por elementos finitos mostrou que os modelos dos dentes hígidos e restaurados com apenas resina composta apresentaram distribuições de tensões homogêneas e similares. Enquanto que os modelos incluindo pino de fibra de vidro na restauração apresentaram maior concentração de tensão nas interfaces pino-resina e resina-estrutura dentária. Em casos de redução dentária ocluso-cervical de 2/3, a associação de pino de fibra de vidro à restauração adesiva proporcionou padrões de fratura mais favoráveis.

Silva, em 2008, avaliou a deformação, resistência e padrão de fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente em função do tipo de reconstrução corono-radicular e da presença de férula, restaurados com coroas metálicas e cerâmicas reforçadas com alumina. Raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 2 grupos: preparadas com férula (Fe) e sem férula (NFe). Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos. Os dentes foram reconstruídos com núcleo metálico fundido em NiCr (NMF); pino de fibra de vidro cônico liso (PFV) e preenchimento coronário com resina

composta e pino de fibra de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro (PFvRc). Metade das amostras de cada subgrupo foi restaurada com coroas metálicas (Cm) e metade restaurada com cerâmica aluminizada (Cc). Teste de carga estática foi realizado em 5 espécimes até a carga de 100N para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal seguido de carregamento contínuo até a falha (trinca sem fratura completa) em todos os espécimes. Os dados foram analisados estatisticamente. O padrão de fratura foi classificado em 5 categorias, baseado no grau de dano à estrutura dentária e procedimento restaurador. A análise estatística demonstrou que a resistência à fratura e a deformação vestibular e proximal são influenciadas pelos fatores e suas interações. O fator férula não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos Cc independente da reconstrução corono-radicular. A Cm associada a Fe resulta em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura que NFe, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular. NMF demonstrou significativamente menor deformação que PFv e PFvRc quando empregado coroa metálica. Na presença de férula, o sistema de reconstrução corono-radicular não refletiu em diferença significativa de comportamento biomecânico independente do tipo de coroa. Os grupos FeCm produziram fraturas que envolveram o terço coronário e médio da raiz, por outro lado nos grupos NFeCm predominou fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos Cc não apresentaram variação no padrão de fratura. O comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com Cc independe do tipo de reconstrução corono-radicular. A presença da férula melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados com Cm independente do tipo de reconstrução radicular. Na ausência da férula a interação do NMF com Cm resultou em melhor desempenho biomecânico.

Santos-Filho e colaboradores, em 2008, avaliaram diferentes sistemas de pinos em diferentes comprimentos na deformação e resistência a fratura de dentes bovinos tratados endodonticamente. Observaram que na extensão de

10,0 mm o núcleo metálico fundido apresentou maior resistência à fratura que o pino de fibra de vidro. O pino de fibra de vidro demonstrou efetividade nas três extensões estudadas (10mm, 7,5mm e 5mm), sendo superior aos pinos metálicos na extensão de 5,0 mm. Os autores observam que 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. 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.

PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo in vitro foram:

1. Avaliar a resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente variando:
 - tipo de retentor intra-radicular (Núcleo moldado e fundido em níquel/cromo; Pino pré-fabricado de fibra de vidro),
 - tipo de dente restaurado (Incisivos superiores; Caninos superiores; Pré-molares bi-radiculares; Molares bi-radiculares)
 - presença de radioterapia (60Gy de radiação gama ^{60}Co);
2. Avaliar as deformações proximal e vestibular de incisivos, caninos e pré-molares variando:
 - tipo de retentor intra-radicular (Núcleo moldado e fundido em níquel/cromo; Pino pré-fabricado de fibra de vidro),
 - presença de radioterapia (60Gy de radiação gama ^{60}Co);

MATERIAIS E MÉTODOS

Cento e sessenta dentes permanentes humanos recém extraídos sendo 40 incisivos, 40 caninos, 40 pré-molares bi-radiculares e 40 molares bi-radiculares, com indicação para exodontia por problema periodontal ou necessidade ortodôntica, foram selecionados para este estudo a partir de aprovação do projeto pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU:131/07). Após análise em lupa estereoscópica com aumento de até 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas radiculares não foram utilizados. As dimensões das raízes foram obtidas pela mensuração com paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão) nos sentidos méso-distal (MD) e vestibulo-palatina (VP). Dentro de mesmo grupo os dentes que apresentarem variação anatômica da configuração das raízes e dimensões com variação maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, USA) e profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água. As amostras foram armazenadas em solução aquosa tamponada de Timol a 0.2% (Pharmacia BiopharmaLtda., Uberlândia, Brasil). Após a limpeza, os dentes tiveram suas coroas reduzidas com lixas de carbetto de silício (3M, St. Paul, MN, USA) até 2 mm acima da junção cimento-esmalte sob jato de água constante. O remanescente radicular médio apresentou aproximadamente as seguintes medidas de extensão: incisivos-15 mm; caninos-18 mm; pré-molares-14 mm; molares- 14 mm (Figura 1).

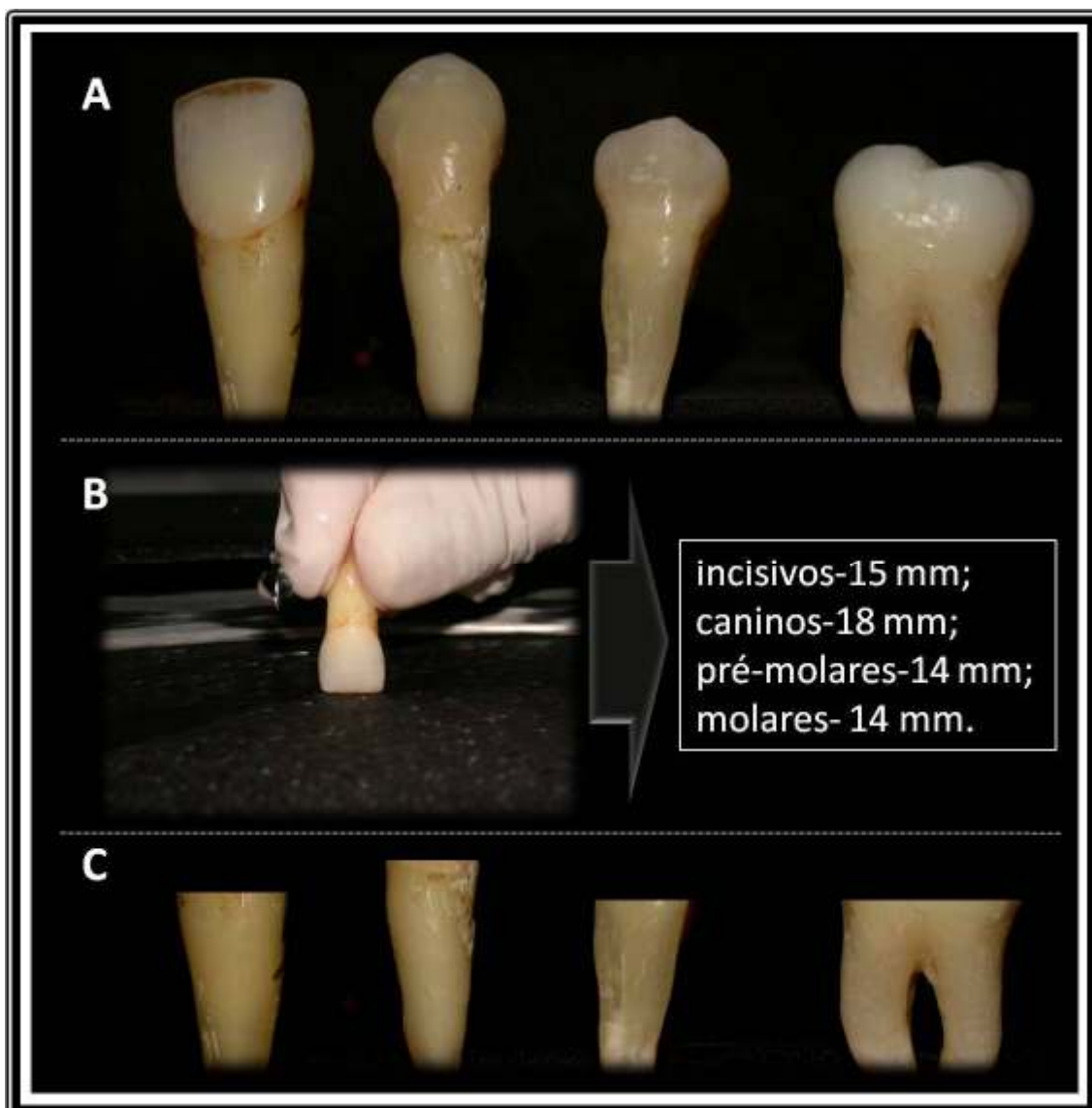


Figura 1 – A: Padrão de dentes selecionados para o estudo; B: Redução das coroas dos dentes com lixa de carbeto de silício sob jato de água constante; C: Remanescentes radiculares após a redução coronária

As amostras foram armazenadas em água destilada e divididas inicialmente em quatro grupos (n= 40): In- incisivos centrais superiores; Ca- caninos superiores; Pm- pré-molares bi-radiculares; Mo- molares bi-radiculares. Dentro de cada grupo será subdividido 2 sub-grupos (n= 20): i- irradiados; ni- não irradiados. Posteriormente, foram divididos aleatoriamente (n= 10) de acordo com o tipo de retentor intra-radicular: PFV- pino de fibra de vidro (Exacto nº2 – ø1,4mm, Angelus, Londrina, PR, Brasil); NMF- núcleo metálico fundido confeccionado em liga Níquel-Cromo (Kromalit, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) (Figura 2).

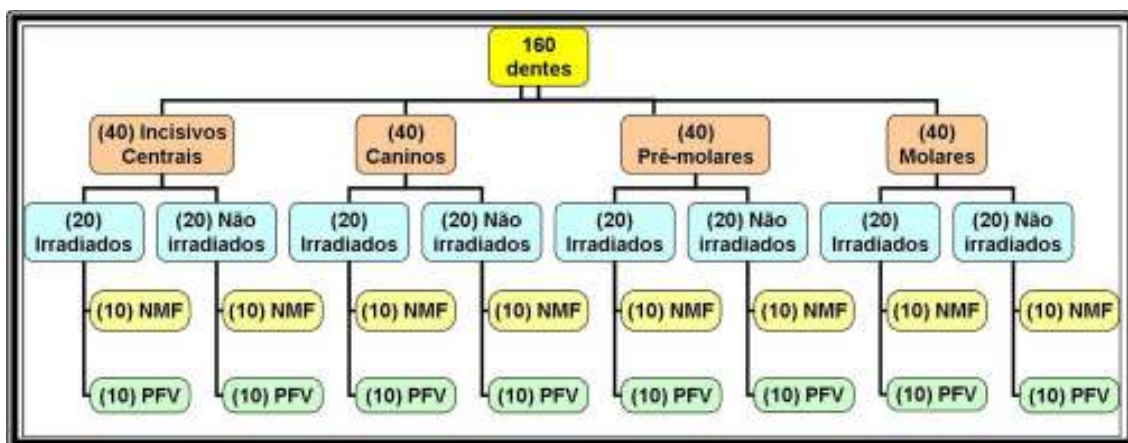


Figura 2 – Organograma dos grupos testados

O tratamento endodôntico foi realizado com uso de limas endodônticas (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) progressivamente até o calibre 80 para os canais que receberam os pinos. Os canais que não receberam pinos, dos pré-molares e molares, foram instrumentados até a lima de calibre 45. Toda a instrumentação foi realizada sob irrigação alternada de solução salina 0,9% (Industria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil) e hipoclorito de sódio 5% (Biofarma Pharmacy, Uberlandia, MG, Brasil), sendo a última irrigação com solução salina. A obturação dos canais radiculares foi realizada com cones de gutta-percha (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento endodôntico (Sealer 26, Dentsply, New York, USA) utilizando a técnica de condensação lateral (Figura 3).

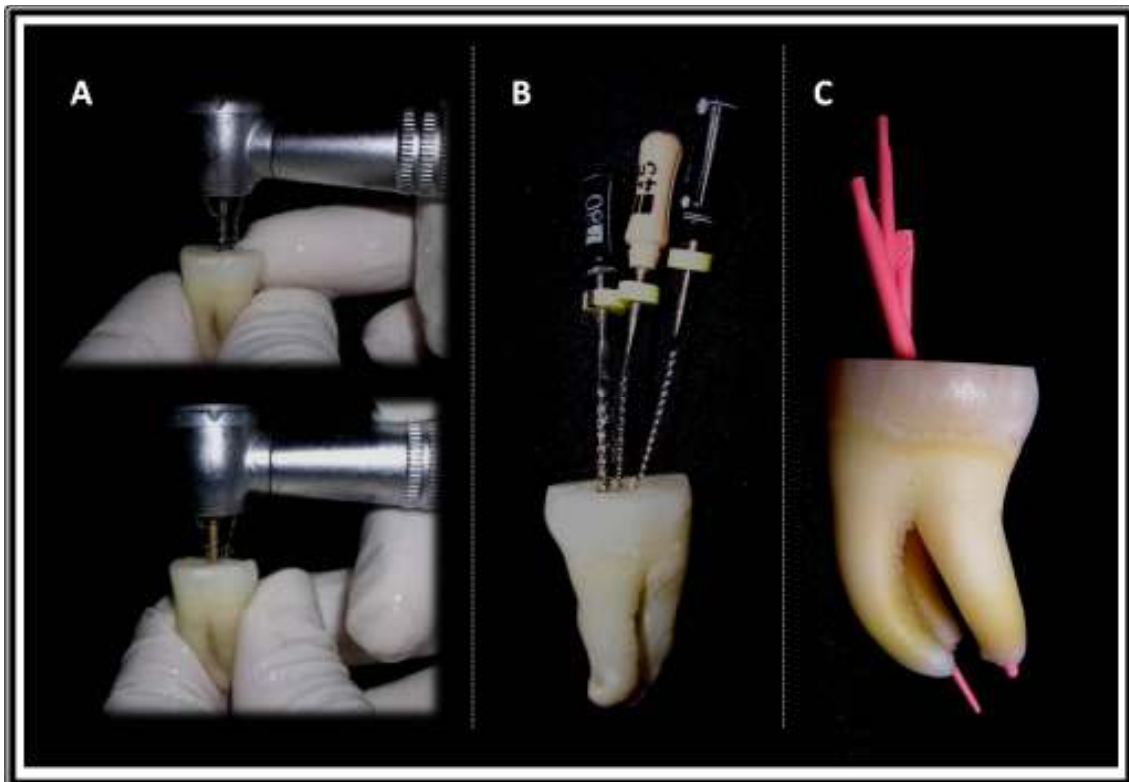


Figura 3 – A: Abertura da câmara coronária; B: Tratamento endodôntico com limas; C: Obturação dos canais com gutta-percha e cimento endodôntico

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, 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). Este processo foi dividido em duas etapas durante o preparo das amostras: inclusão e simulação do ligamento, anteriormente a realização dos testes. Para o processo de inclusão a seguinte técnica foi desenvolvida, baseada nos princípios respeitados e apontados por Soares et al. (2005), o dente foi demarcado com caneta para retroprojeto distando 4mm apicalmente do limite coronário e a porção radicular recoberta com cera rosa com espessura 0,3 mm; em uma placa de madeira de aproximadamente 5mm de espessura, várias perfurações de 18mm de diâmetro foram realizadas de maneira a permitir a inserção do remanescente coronário sem tocar as paredes circundantes desse orifício; com a placa posicionada sobre uma superfície plana, gesso pedra (Polidental, Cotia, SP, Brasil) foi manipulado em consistência firme e inserido nos orifícios da placa e então o dente foi posicionado de forma invertida, com a raiz voltada para cima, até a marcação

de de 2mm abaixo da junção cimento-esmalte; tubo PVC (Tigre SA, Joinville, SC, Brasil) foram recortados (incisivos, pré-molares e molares: Ø de 22mm e altura de 20mm; caninos: Ø de 33mm e 30mm de altura) e posicionados sobre a placa tendo a raiz invertida como referência para sua centralização e tiveram seus bordos selados com cera rosa 7 (Epoxiglass, Diadema, SP, Brasil) aquecida. Então, resina de poliestireno auto-polimerizável (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorrido 40 minutos da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte (Figura 4).

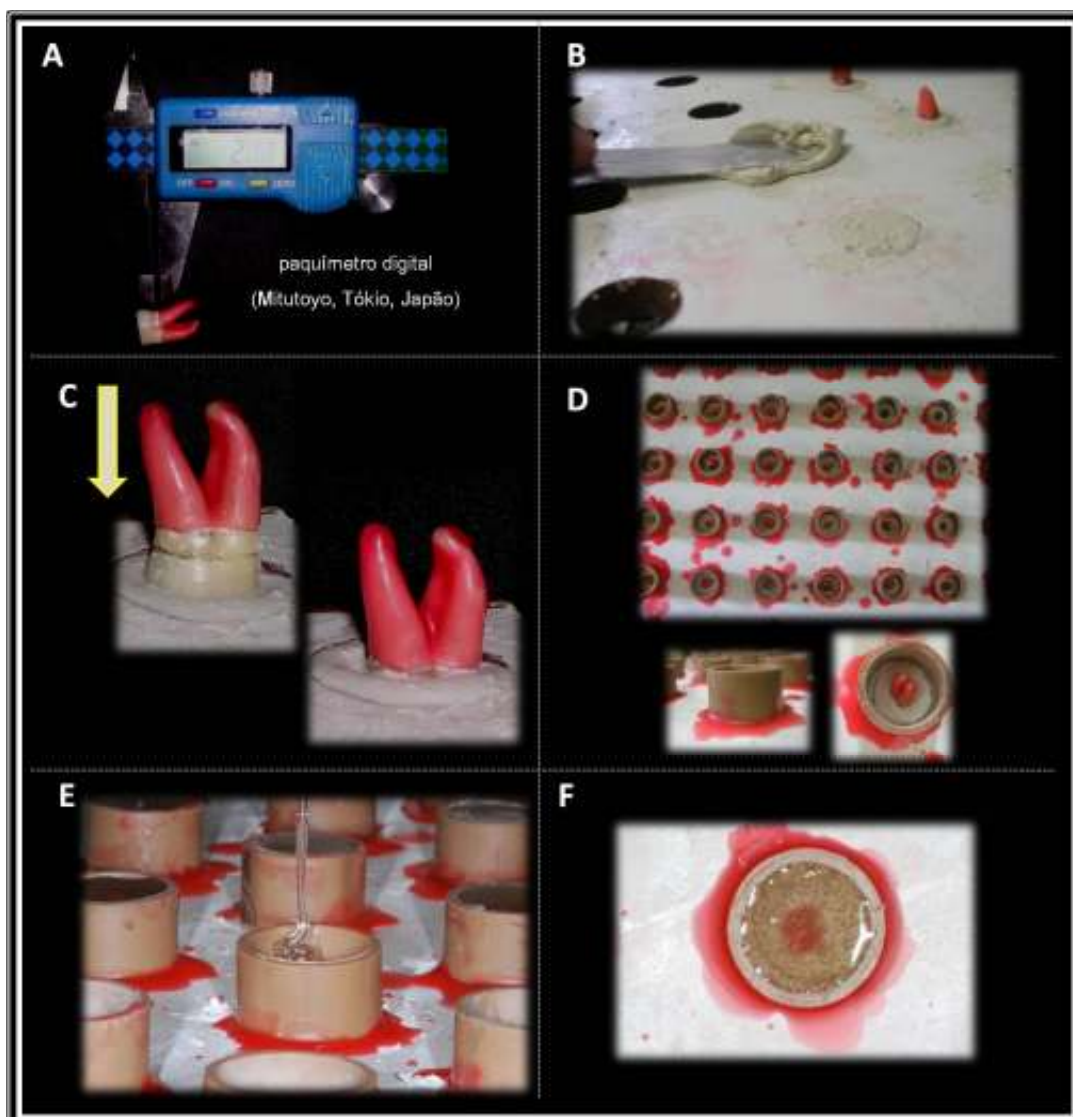


Figura 4 – A: Mensuração de 2mm abaixo da junção cimento-esmalte com paquímetro digital; B: Preenchimentos dos orifícios da placa com gesso; C: Posicionamento da raiz até os 2mm marcados; D: Posicionamento dos tubos de PVC; E: Resina de poliestireno auto-polimerizável vertida no interior do tubo; F: Conjunto final sobre a placa de madeira.

Os dentes tratados endodonticamente dos grupos irradiados, após a inclusão em resina de poliestireno, foram imersos em água destilada e submetidos a 60 Gy de radiação gama do Cobalto 60 (^{60}Co), fracionado em 2 Gy diários, 5 dias da semana, durante 6 semanas (Franzel et al., 2006; Soares et al., 2009) em um equipamento de telecobaltoterapia modelo Theratron Phoenix Cobalt 60 Radiotherapy Treatment Unit (Theratronics Internacional Ltd. Atomia Energy of Canada, Ltd., Ontário, Canadá) (Figura 5). Esse procedimento foi realizado em parceria com o Hospital do Câncer de Uberlândia. A radiação é produzida através de fonte de material radioativo alojada na extremidade do braço do aparelho, dentro de cápsula de aço inoxidável. A cápsula é revestida de chumbo e urânio para evitar a emissão de radiação em todas as direções. Para o uso no tratamento, é empregado mecanismo que movimenta a fonte permitindo a utilização do feixe de radiação apenas quando desejado.

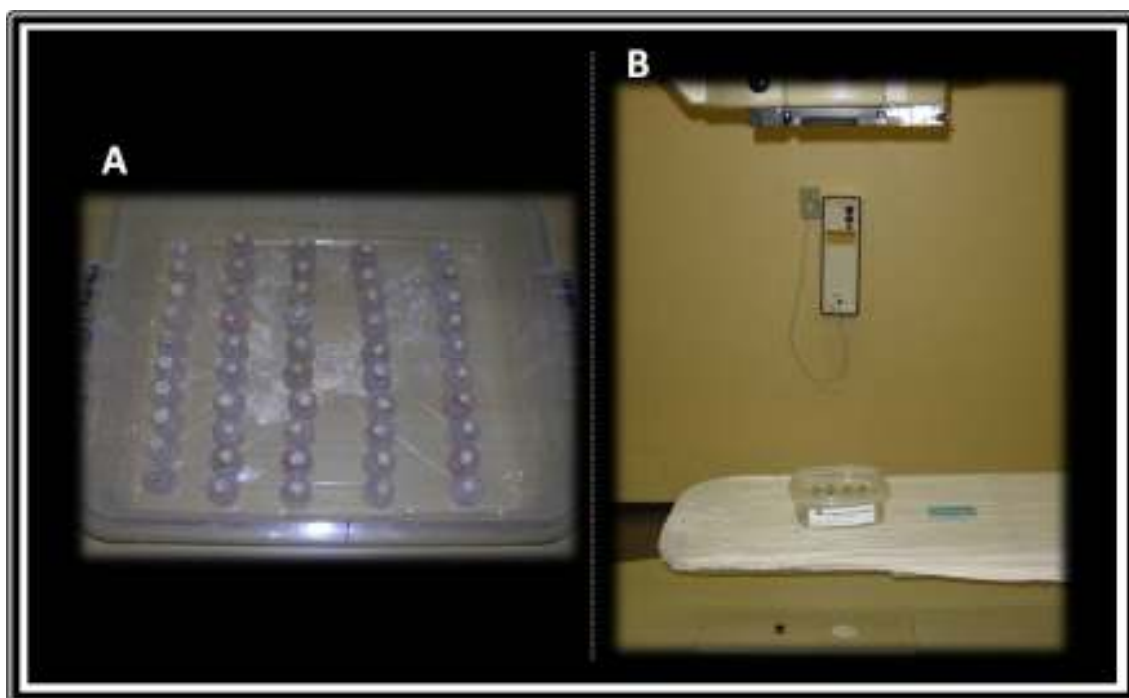


Figura 5 – A: Amostras em recipiente plástico imersas em água destilada; B: Amostras posicionadas para a dose de radioterapia.

Após a inclusão e radioterapia dos grupos irradiados, foi realizado alívio do canal radicular com broca Gattes-Glidenn nº2 (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e brocas calibradas nº 2 para pino Exacto (Angelus, Londrina, PR, Brasil) no comprimento de 2/3 da raiz, a partir do limite coronário. Nos pré-molares o canal palatino foi aliviado, enquanto que nos molares o alívio aconteceu no canal distal. Em ambos os tipos de dentes, houve alívio superficial da embocadura dos outros canais. Estas brocas possuem diâmetro correspondente aos pinos pré-fabricados selecionados, sendo o preparo para o núcleo metálico fundido padronizado nas mesmas dimensões (Figura 6).

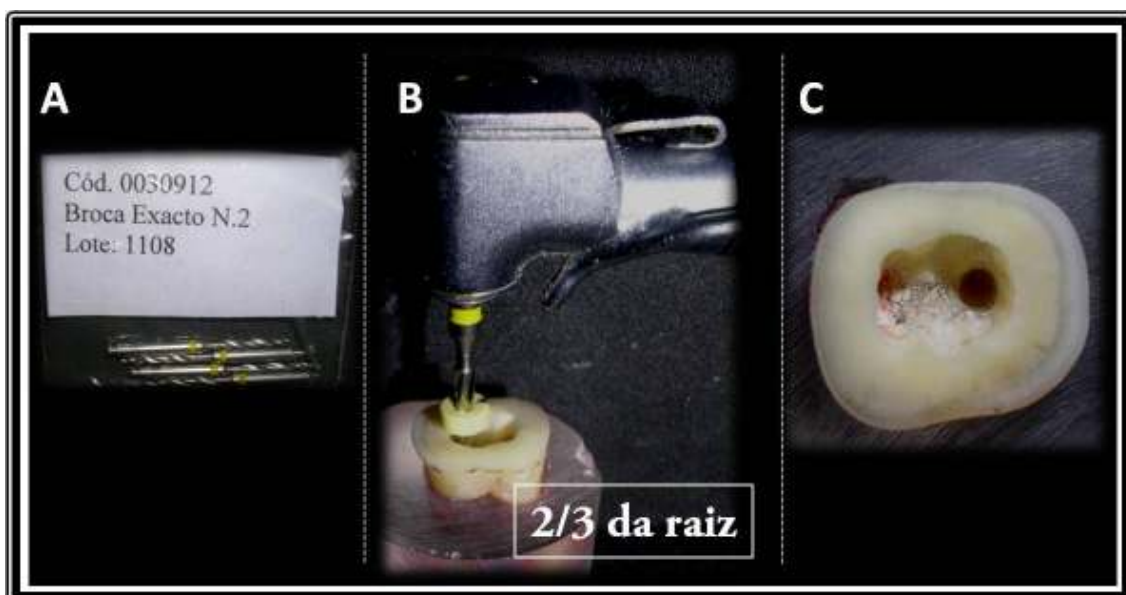


Figura 6 – A: Brocas utilizadas para preparo dos canais para os retentores; B: Preparo radicular até 2/3 do comprimento; C: Canal principal preparado.

Para a confecção do NMF foi realizada moldagem do canal radicular com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental MFG. Company, Illinois, USA) e auxílio de nucleojet pequeno (Angelus, Londrina, PR, Brasil). A altura da porção radicular do nucleojet foi ajustada de acordo com a medida de 2/3 de cada canal radicular a ser moldado. As dimensões da porção coronária de núcleo de cada dente estão especificadas na tabela 1. Para confecção da porção coronária de incisivos e caninos, foi utilizado o nucleojet pequeno anterior, com redução de aproximadamente 1mm de altura coronária para caninos; para pré-molares, o nucleojet pequeno para posterior foi utilizado na

sua altura original; para os molares, foram utilizados 2mm de altura da porção coronária do pinjet tamanho pequeno (Angelus, Londrina, PR, Brasil). Para padronização da porção coronária dos molares, um dente hígido que respeitava as medidas médias das amostras foi preparado, a fim de obter um preparo que seria utilizado para criar matriz da porção coronária padrão (Tabela I). Em seguida, este foi moldado com Impregum Soft para obtenção do molde do núcleo padrão em dente. A partir desse molde foram confeccionados núcleos padrões com resina acrílica (Figura 7).

Tabela I - Medidas do núcleo e da coroa de cada dente.

Incisivos		Caninos		Pré-molares		Molares	
Núcleo	Coroa	Núcleo	Coroa	Núcleo	Coroa	Núcleo	Coroa
5,64mm (altura); 3,43mm (M-D*); 4,61mm (V-L** cervical).	10mm (altura); 7mm (M- D*); 7,7mm(V- L** cervical); 7,86mm (V-L** nível da cervical do núcleo)	5,64mm (altura); 3,43mm (M-D*); 4,61mm (V-L** cervical).	10mm (altura); 6,6mm (M-D*); 7,35mm (V-L** cervical); 7,83mm (V-L** nível da cervical do núcleo)	4,23mm (altura vestibular); 3,34mm (altura palatina); 3,97mm (M-D*); 5,87mm (V-L**).	8,32mm (altura vestibular); 7,44mm (altura palatina); 7,15mm (M-D*); 9mm (V-L**); 4,83mm (distância intercuspídea); 5,17mm (distância M-D* entre cristas marginais);	3mm (altura vestibular); 2mm (altura palatina); 8,5mm (M- D*); 7,6mm (V-L**)	7mm (altura vestibular), 6 mm (altura palatina); 11,93mm (M- D*); 10,85mm (V-L**); 7,27mm (distância intercuspídea mesial); 5,3mm (distância intercuspídea distal); 10,24mm (distância M-D* entre cristas marginais).

*M-D: distância méso-distal; **V-L: distância vestibulo-lingual;

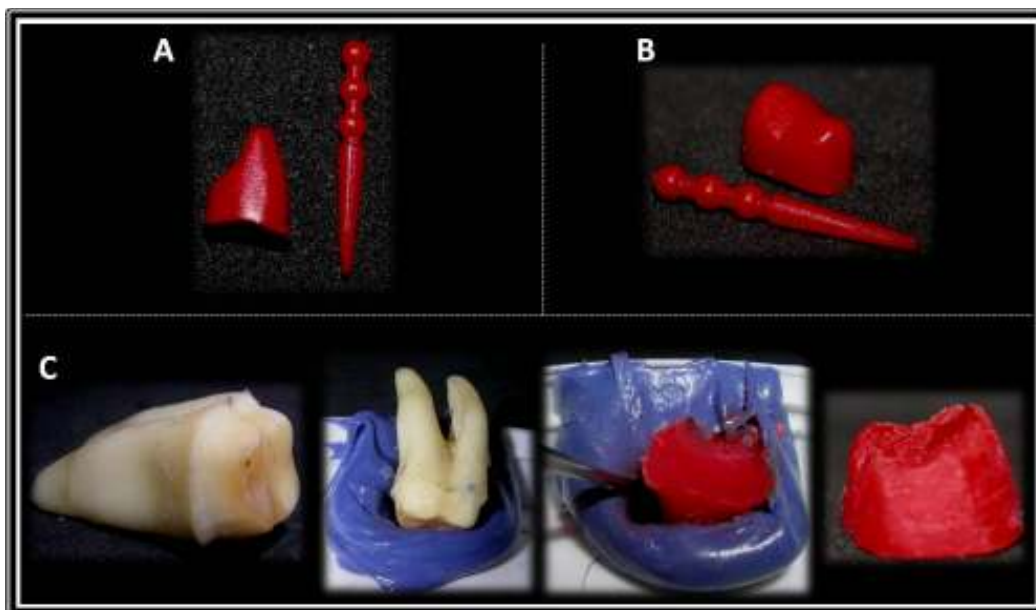


Figura 7 – A: Nucleojet utilizado para incisivos e caninos; B: Nucleojet utilizado para pré-molares; C: confecção de padrões para núcleos de preenchimentos de molares.

Para a padronização dos núcleos de preenchimento de resina composta, uma matriz de acetato (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, São Paulo, Brasil) foi confeccionada em plastificadora a vácuo (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, São Paulo, Brasil) a partir dos padrões em resina acrílica utilizados para confecção dos NMF e utilizada na inserção da última camada de resina composta, proporcionando padronização da reconstrução direta das amostras (Figura 8).

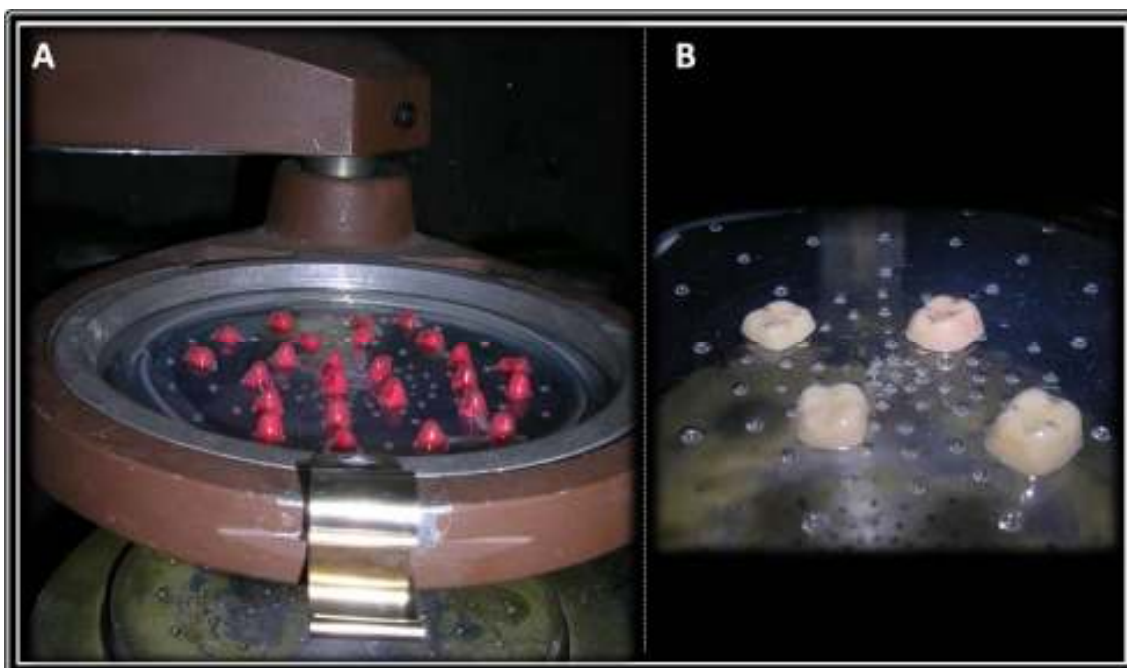


Figura 8 – A: Nucleojets anteriores e posteriores sob matriz em acetato posicionados em plastificadora à vácuo; B: Núcleos de preenchimento para molares sob matriz de acetato.

Para a moldagem e fundição dos NMF o seguinte protocolo foi realizado: foi feita perfuração superficial na porção inferior do núcleo, permitindo o encaixe de pinjet no momento de moldagem do canal. Após moldagem do canal, foi realizado o preparo do término com ponta diamantada n. 3215 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), respeitando altura do término de aproximadamente 2 mm de desgaste axial. Os NMF foram fundidos em liga NiCr sem berílio Kromalit (62.5% Ni, 20.4% Cr, 6.58% Mo) (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) por meio da técnica de cera perdida, no Curso Técnico em Prótese Dentária na Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Após ajuste final, todos os NMF foram cimentados (Figura 9).

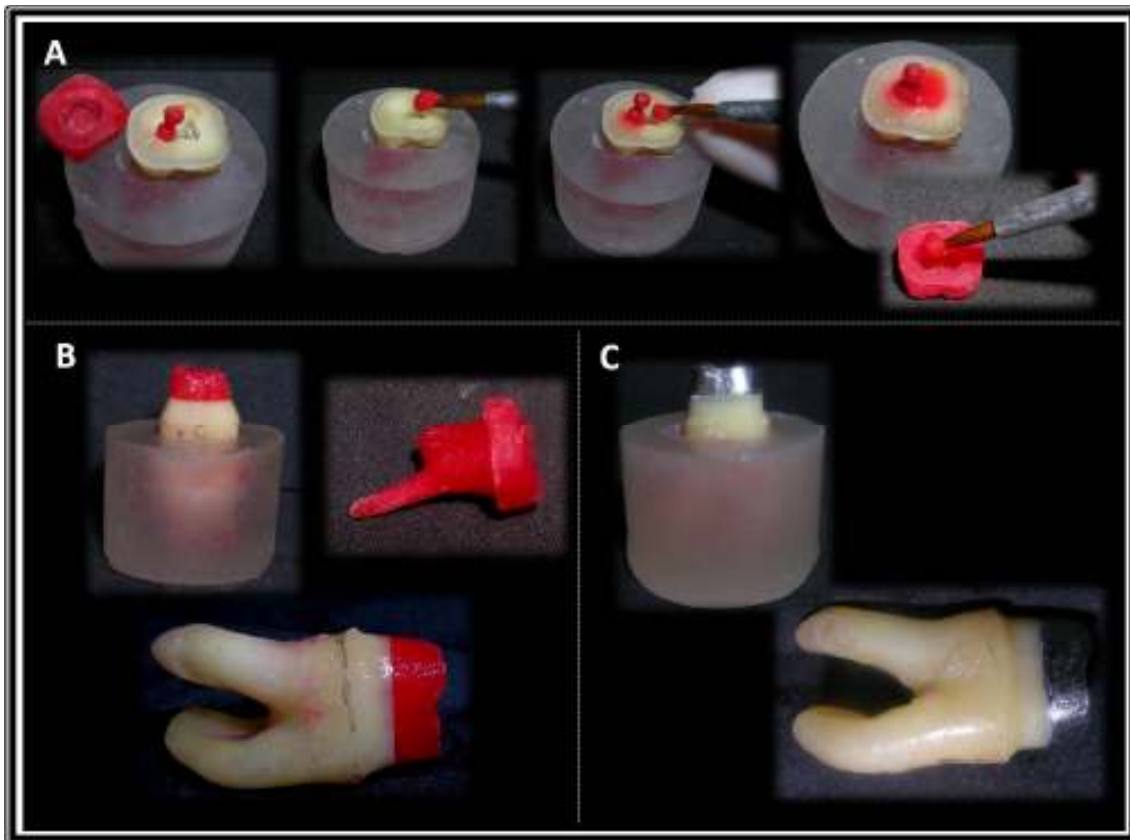


Figura 9 – A: Moldagem do canal radicular de molares; B: Padrão em resina acrílica da moldagem e da parte coronária; C: Núcleos metálicos moldados e fundidos em liga de NiCr cimentados.

Tanto os núcleos metálico-fundidos com os pinos de fibra de vidro foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M-Espe, St Paul, USA). Os pinos foram limpos com álcool 70% por 15 segundos aplicação de silano pré-hidrolizado (Silano, Angelus, Londrina, PR, Brasil) utilizando esponjas aplicadoras (Microbrush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), aguardando 1 minuto. O cimento foi manipulado conforme instruções do fabricante e então aplicado na superfície do pino e inserido no canal e pino posicionado no interior do canal com pressão digital. Após 3 minutos, fotopolimerização com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200mW/cm² (Radii-Cal, SDI, Bayswater, Austrália) por 40 segundos nas faces oclusal/incisal, vestibular e lingual, totalizando 120 segundos por amostra. Após da cimentação dos pinos pré-fabricados, as paredes circundantes das câmaras pulpares foram condicionadas com ácido fosfórico 37% (Villevie, Joinville, SC, Brasil) durante 15 segundos. O ácido foi cuidadosamente aplicado e removido

evitar contato com o pino e a linha de cimento. Em seguida duas camadas de sistema adesivo de frasco único (Single Bond 2, 3M Espe, St Paul, USA) foram aplicadas com intervalo de 20 segundos e fotoativadas por 20 segundos cada uma. Este tratamento de superfície na dentina da câmara pulpar foi realizado para possibilitar a adesão desta à resina composta de preenchimento. O núcleo de preenchimento dos pinos pré-fabricados foi realizado com resina composta (Filtek Z350, 3M-ESPE, St Paul, Minn, USA) por meio de técnica incremental sendo polimerizada por 20 segundos a cada incremento com a mesma unidade de fotoativação (Figura 10).

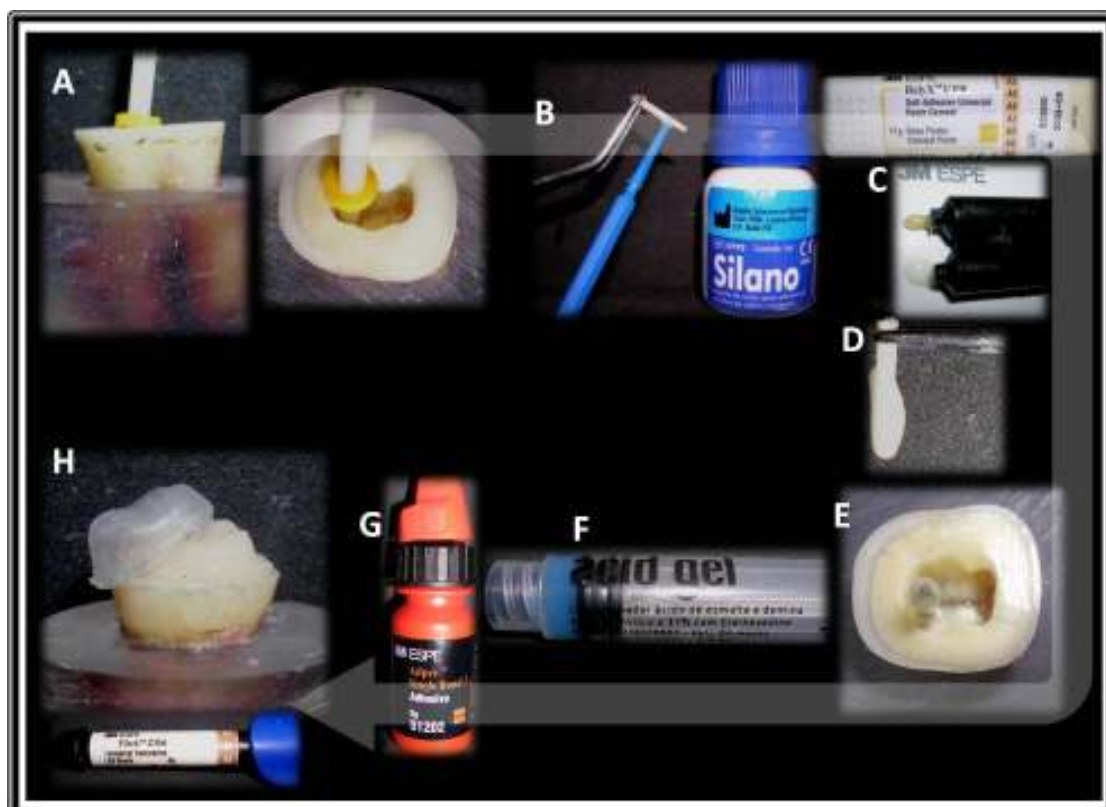


Figura 10 – A: Pino de fibra de vidro em posição no canal principal; B: Tratamento do pino com silano; C: Cimento resinoso auto-adesivo utilizado; D: Cimento recobrindo o retentor; E: Posicionamento do pino com cimento no interior do canal; F: Ácido fosfórico 37% utilizado para condicionamento da dentina da câmara coronária; G: Adesivo utilizado para hibridização dental; H: Construção do núcleo de preenchimento em resina composta com auxílio de matriz de acetato.

O preparo do término foi refinado com ponta diamantada n. 2215 e as amostras foram moldadas empregando moldeira individual adaptada com tampa de agulha anestésica para incisivos, caninos e pré-molares, e, para

molares, tampas plásticas de diâmetro e profundidade que permitissem a moldagem dos núcleos e material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M Espe, St.Paul, USA) (Figura 11).

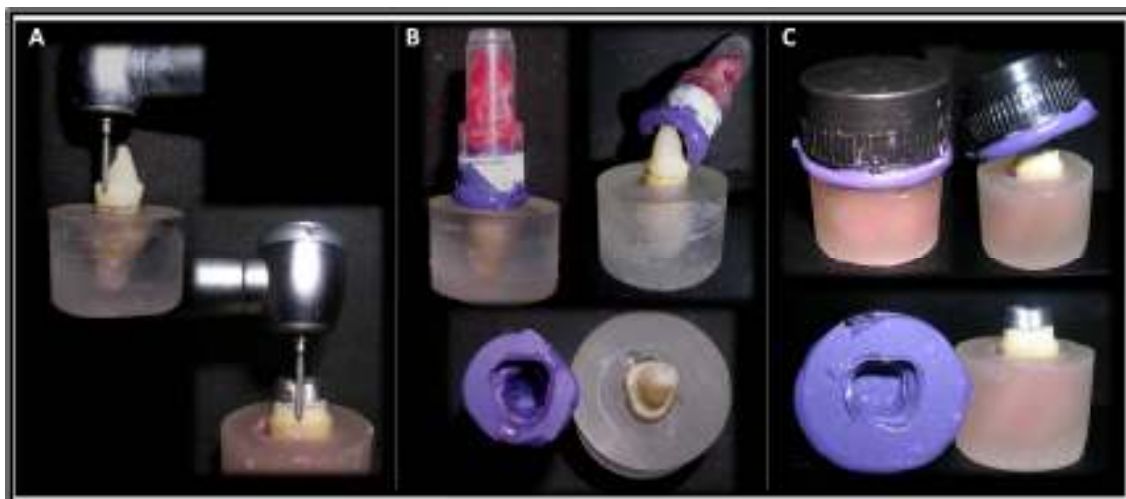


Figura 11 – A: Refinamento do preparo com ponta diamantada n. 3215; B: Moldagem do preparo para dentes anteriores e pré-molares e, C: para molares.

A confecção de troqueis foi realizada com gesso especial para troquéis na proporção de 28ml de água para cada 100g de gesso, segundo instruções do fabricante (Gesso tipo IV de alta resistência mecânica para troquéis e modelos de precisão - Dental Mix IV, PASOM Ind. e Com. De Materiais Odontológicos Ltda., Brasil). Dentes com coroas padrão foram pré-selecionados e então moldados para confecção de matrizes em silicone azul (AEROJET Brasileira de Fiberglass Ltda., São Paulo, Brasil – Borracha IQ. 428; Catalizador IQ. 400) a ser utilizada na obtenção padronizada de todas as coroas com mesma geometria intra-dente. As dimensões das coroas estão especificadas na tabela 1. Para incisivos e caninos foi construído um nicho palatino posicionado a 3mm do limite incisal em resina fotopolimerizável (Z350, 3M-Espe, St. Paul, USA) o qual funcionou como ponto de apoio para a ponta aplicadora de carga. O padrão de fundição das coroas metálicas foi construído em cera de escultura para prótese fixa verde regular (KOTA Import's, São Paulo, Brasil) que foi plastificada e inserida no interior da matriz de silicone. O troquel em gesso foi posicionado no interior da matriz e então foi aguardada a solidificação da cera (Figura 12).

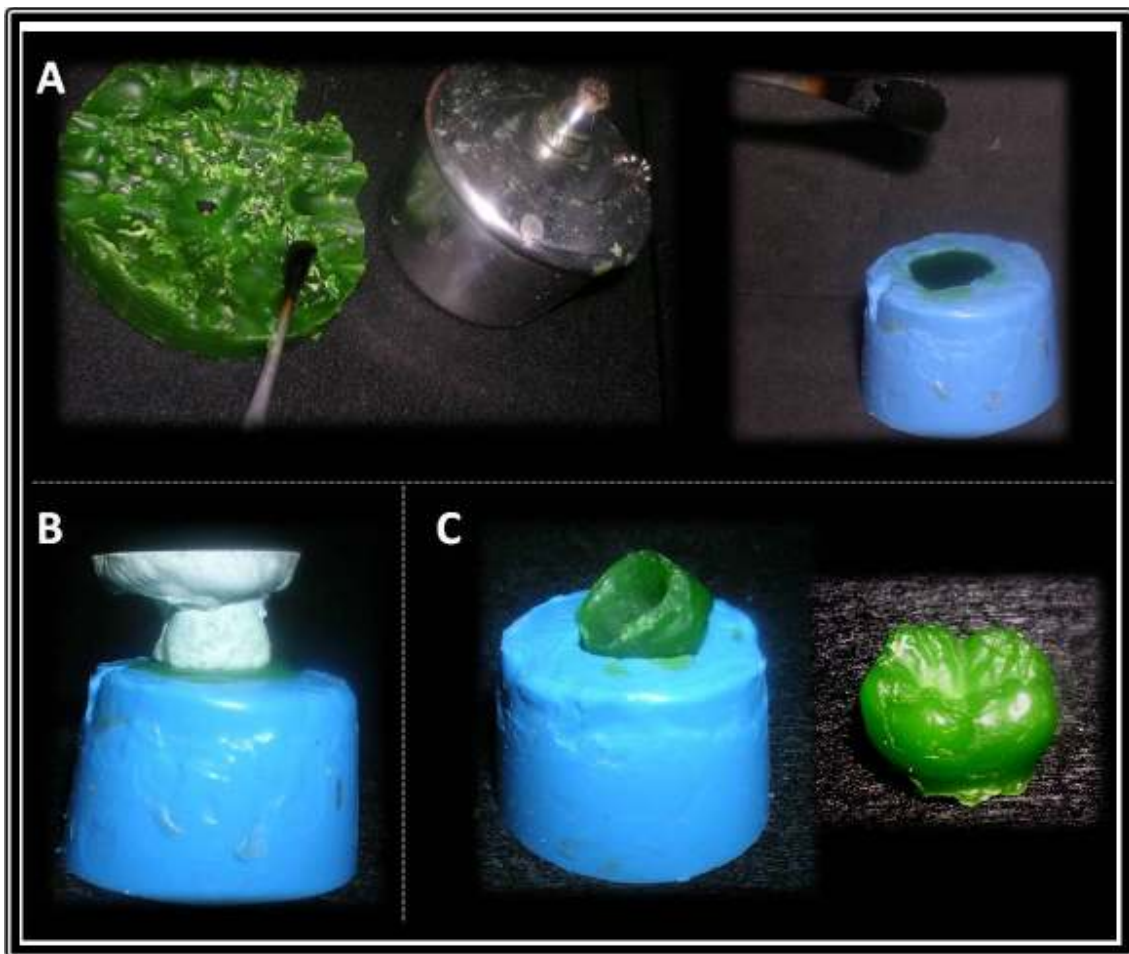


Figura 12 – A: Cera de escultura plastificada posicionada no interior da matriz de silicone; B: Posicionamento do troquel no interior da matriz; C: Padrão em cera.

Após o selamento de borda do padrão em cera sobre o troquel este foi removido e enviado para o Curso Técnico em Prótese dentária na Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia para fundição das coroas em liga NiCr sem berílio Kromalit (Figura 13).

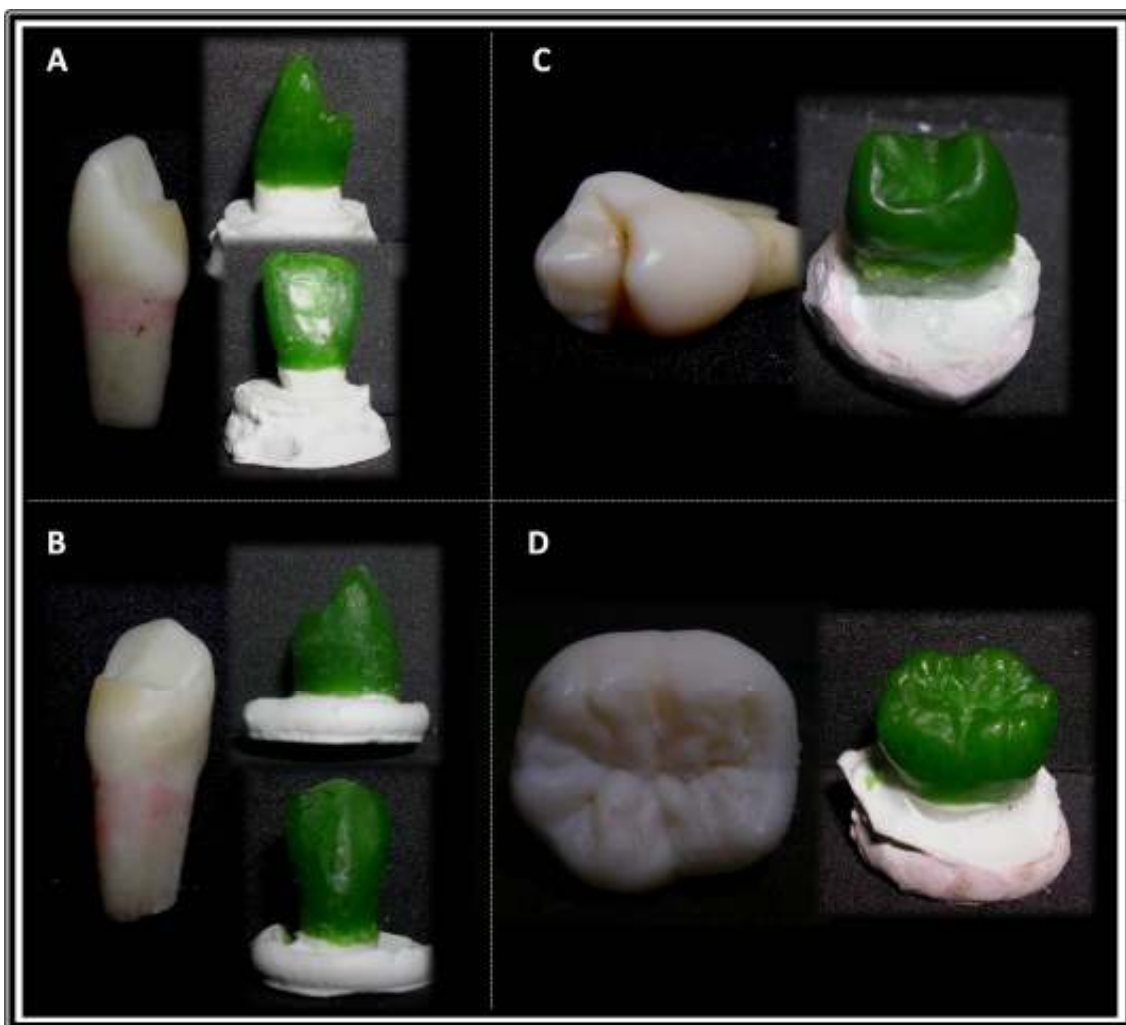


Figura 13 – Padrão em cera das coroas dos A: incisivos; B: caninos, C: pré-molares e D: molares.

Após fundição, as coroas foram ajustadas e cimentadas com cimento RelyX U100, seguindo o mesmo protocolo de cimentação dos pinos. Já em posição, as coroas foram pressionadas sob peso padrão de 500gr até a finalização da fotopolimerização. As amostras então foram armazenadas em água destilada até o momento dos testes (Figura 14).

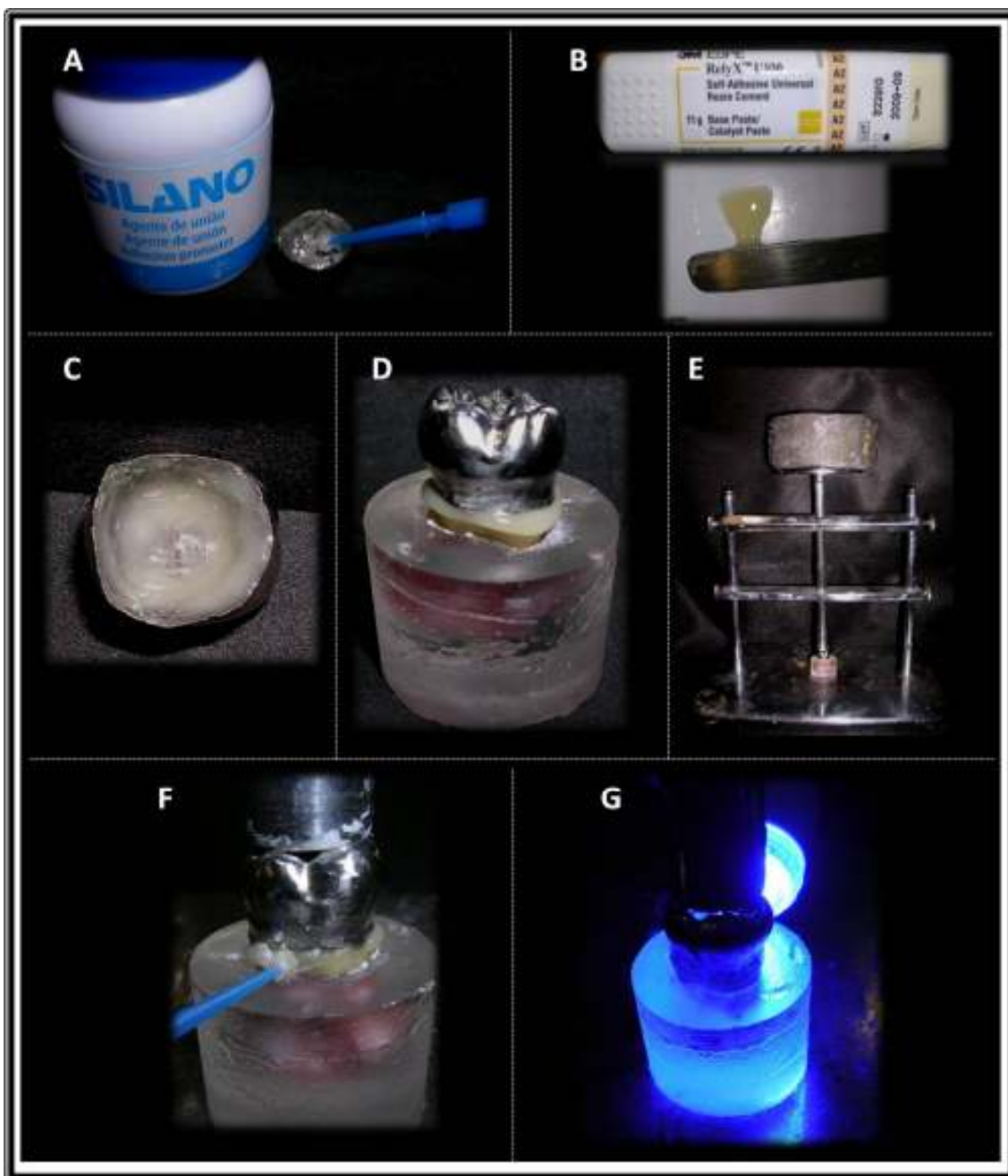


Figura 14 – A: Aplicação de silano no interior da coroa; B: Manipulação do cimento resinoso utilizado; C: Posicionamento do cimento no interior da coroa; D: Coroa com cimento em posição; E: Posicionamento da coroa sob peso padrão de 500g; F: Remoção dos excessos de cimento; G: Fotopolimerização.

Para a etapa de simulação do ligamento periodontal, os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos para remoção da cera sobre a raiz. Os cilindros de resinas foram planificados nas superfícies inferior e superior. O Impregum Soft foi manipulado e inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 4mm apicalmente do limite coronário

coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Soares et al., 2005) (Figura 15).

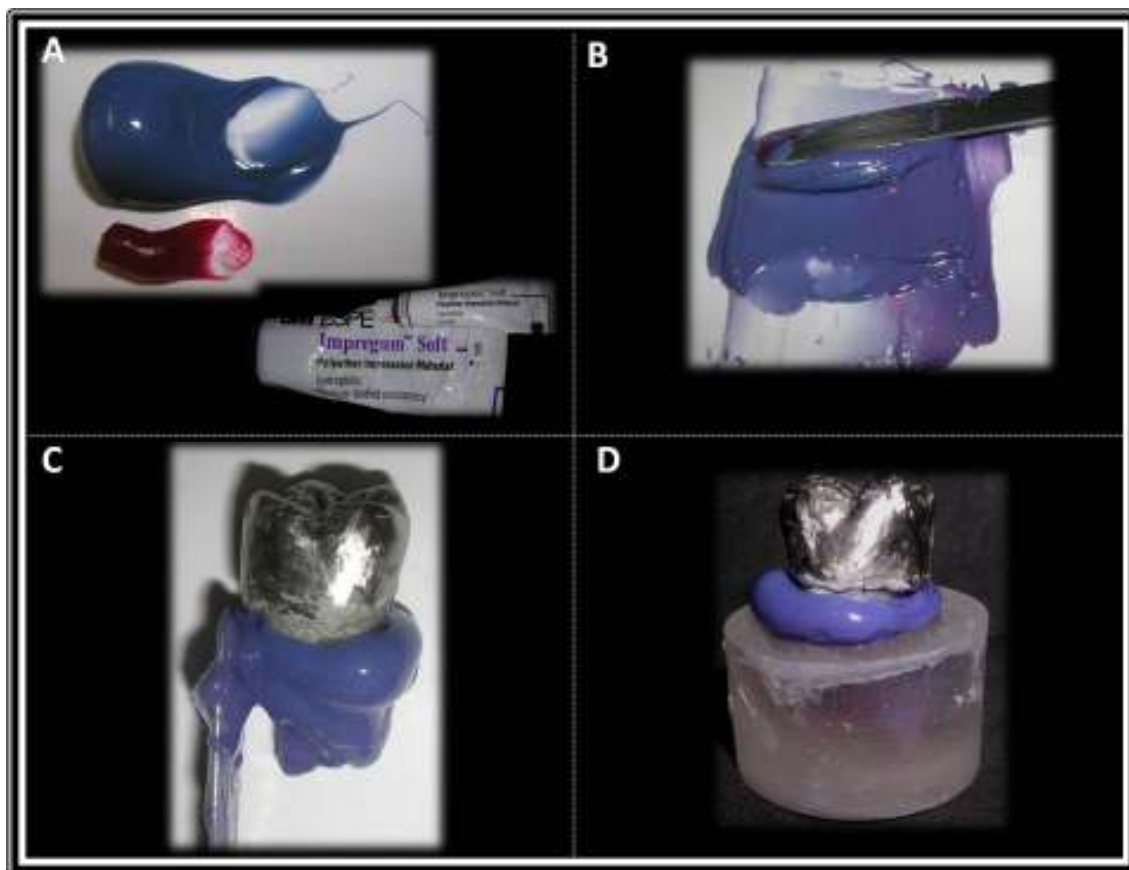


Figura 15 – A: Material de moldagem a base de poliéter (Impregum); B: Manipulação do material; C: Posicionamento do material em torno da raiz; D: Dente em posição no interior do alvéolo com material de moldagem.

Das amostras preparadas para o ensaio mecânico de resistência à fratura, foram selecionadas cinco amostras dos grupos de incisivos, caninos e pré-molares para o ensaio de extensometria. Nestas amostras, extensômetros tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil), especialmente desenvolvido para este estudo, com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 foram utilizados. Estes extensômetros apresentam como material de base poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com $1,1 \text{ mm}^2$, resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. Para fixação dos extensômetros foi seguido o protocolo descrito por Santos-Filho et al. (2008), onde foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% (Villevie) durante 30s,

lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os extensômetros foram colados na dentina radicular, transversalmente na face proximal e na direção do longo eixo radicular na face vestibular. Esta orientação foi determinada a partir de ensaios preliminares que analisaram em diversas orientações a melhor captação de sinais de deformação frente ao carregamento realizado neste estudo. Nos molares a posição para esta melhor captação de sinais seria transversalmente na face vestibular e na direção do longo eixo radicular na face proximal; dessa forma este grupo de dentes não foi incluído nessa metodologia, por não permitir posterior comparação dos resultados com os outros tipos de dentes. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) (figura 16).

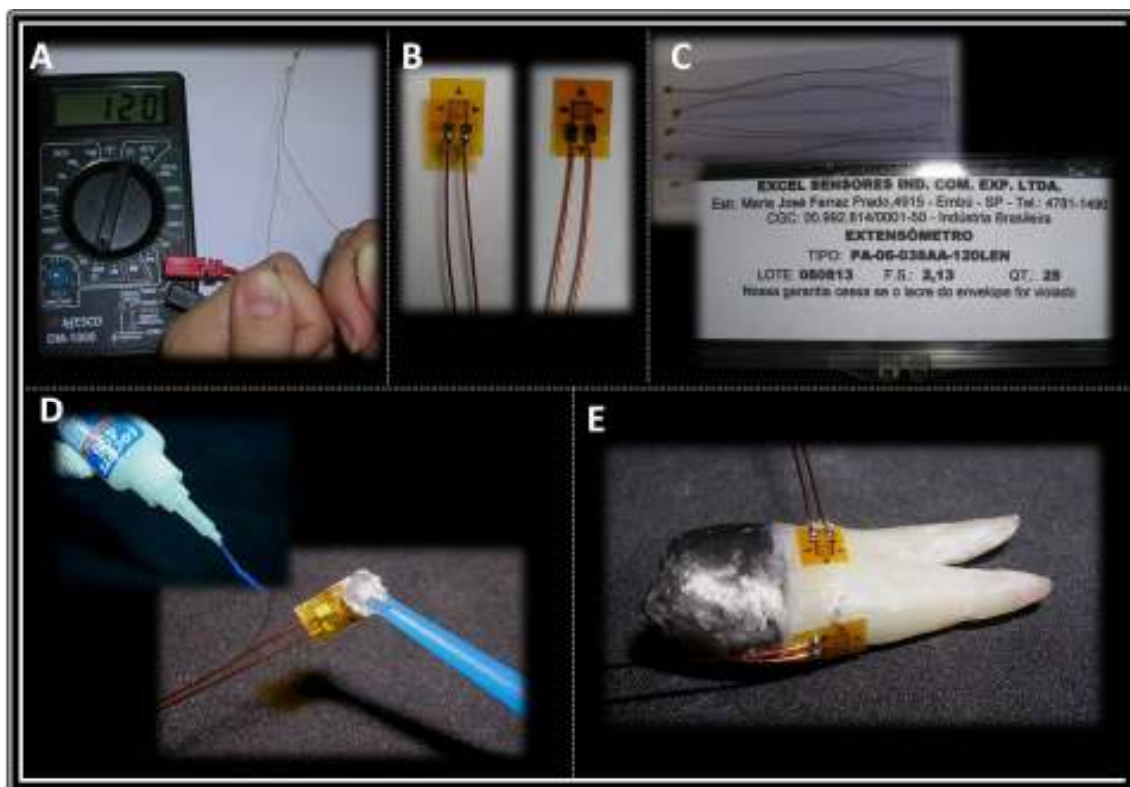


Figura 16 – A: Aferição da resistência do extensômetro em multimetro digital; B: Frente e verso de extensômetro tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores); C: Especificações em cada embalagem dos extensômetros; D: Fixação dos extensômetros com adesivo a base de cianoacrilato; E: Extensômetros ficados nas respectivas posições vestibular e proximal da raiz dental.

O excesso de adesivo foi removido, e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise) servindo como amostra de compensação de alterações provocadas por variação de temperatura ambiente. As amostras foram inseridas em dispositivo metálico para sustentação e reforço do cilindro de resina, sendo posicionado na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil). As amostras foram submetidas a carregamento até 150N em velocidade de 0,5mm/minuto. (Figura 17)

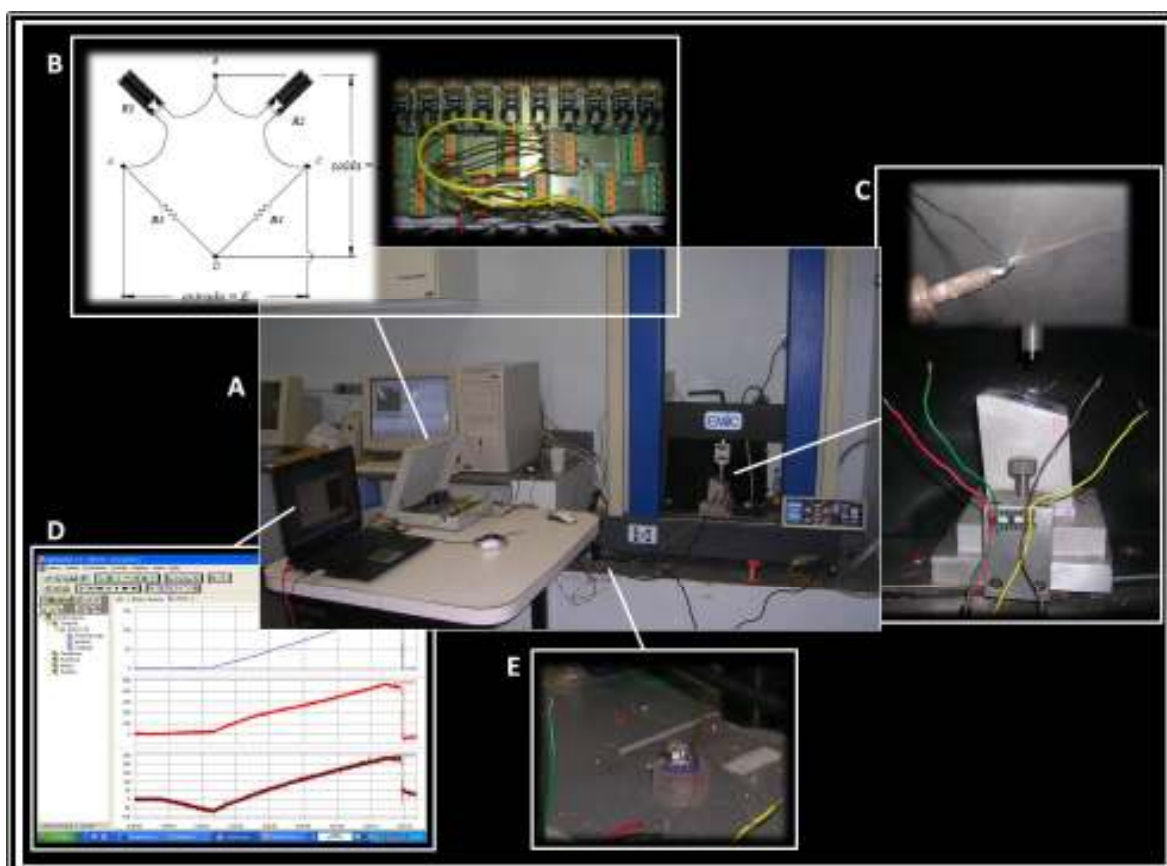


Figura 17 – A: Todo aparato utilizado para o teste de extensometria; B: Placa de aquisição de dados com fios conectados em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal; C: Amostra em posição para teste com fios soldados; D: Leitura da deformação; E: Amostra passiva com fios soldados.

O modo de aplicação de carga foi simulado a inclinação média verificada na cavidade oral. Para isso um dispositivo regulável em alumínio foi construído (Figura 18).

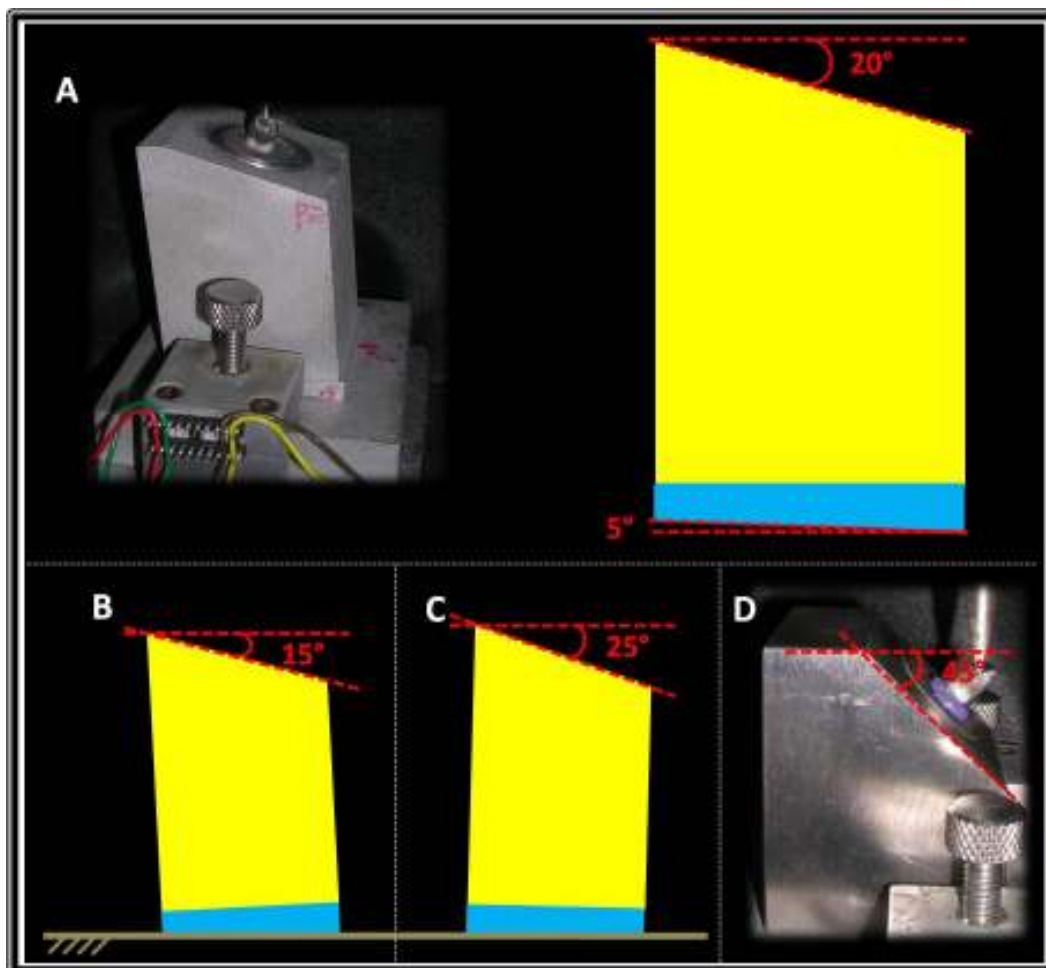


Figura 18 – A: Dispositivo para carregamento construído em alumínio e em desenho esquemático; B: Desenho esquemático para simulação de inclinação de 15° e, C: 25°; D: Dispositivo em aço co angulação de 45°.

Para os incisivos: foi aplicado carregamento oblíquo de compressão por meio de ponta na forma de faca com espessura de 0,2 mm na ponta ativa (Soares et al., 2004), em inclinação de 45° com o longo eixo do dente (Langlade, 2002). Para os caninos foi também aplicado carregamento oblíquo de compressão por meio de ponta na forma de faca em inclinação de 15° com o longo eixo do dente (Langlade, 2002). Para os pré-molares foi realizada aplicação de carga de compressão em inclinação de 15° com o longo eixo do

dente (Langlade, 2002) com esfera de 4,0mm de diâmetro contatando as cúspides vestibular e lingual (figura 18). Após o ensaio de extensometria as amostras foram reintegradas aos seus respectivos grupos para posterior ensaio de resistência à fratura. Os dados de deformação proximal e vestibular foram separadamente submetidos a análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise fatorial (2X2) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para cada grupo de dente em estudo.

Para o teste de resistência a fratura, as amostras foram submetidas a carregamento sob velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da amostra seguindo os mesmos métodos de aplicação de carga descritos para o teste de extensometria. Para os molares foi realizado carregamento de compressão com inclinação de 25° em relação ao longo eixo do dente (Langlade, 2002) por meio de esfera de 6,0mm de diâmetro contatando as vertentes internas das cúspides (Soares et al., 2006). A força requerida (N) para causar a fratura foi mensurada por meio de célula de carga de 500Kgf ligada a um software (TESC; Emic, São José dos Pinhais) (Figura 19).

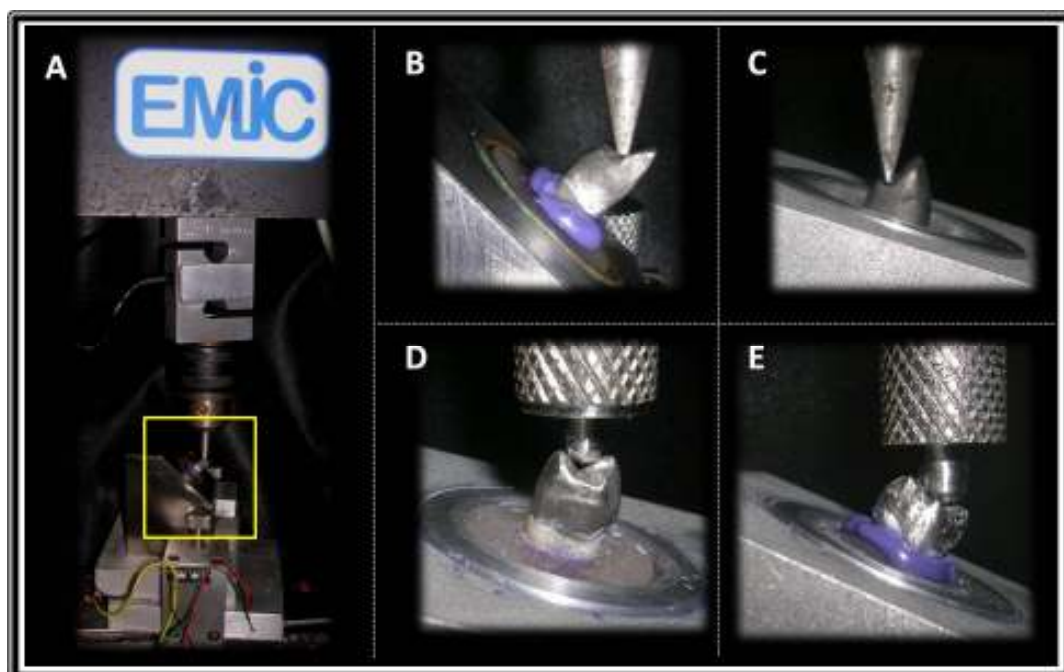


Figura 19 – A: Dispositivo posicionado para teste com célula de carga de 500Kgf em máquina de teste mecânico (EMIC DL 2000); B: Incisivos posicionados para teste em inclinação de 45°; C: Caninos posicionados para teste em inclinação de 15°; D: Pré-molares posicionados para teste em inclinação de 15°; E: Molares posicionados para teste em inclinação de 25°.

Os dados de resistência a fratura foram submetidos a análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise fatorial (4X2) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Após a fratura, as amostras foram analisadas para determinar o padrão de fratura usando modificação do modelo de classificação proposto por Santos Filho et al. (2008): 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 20).

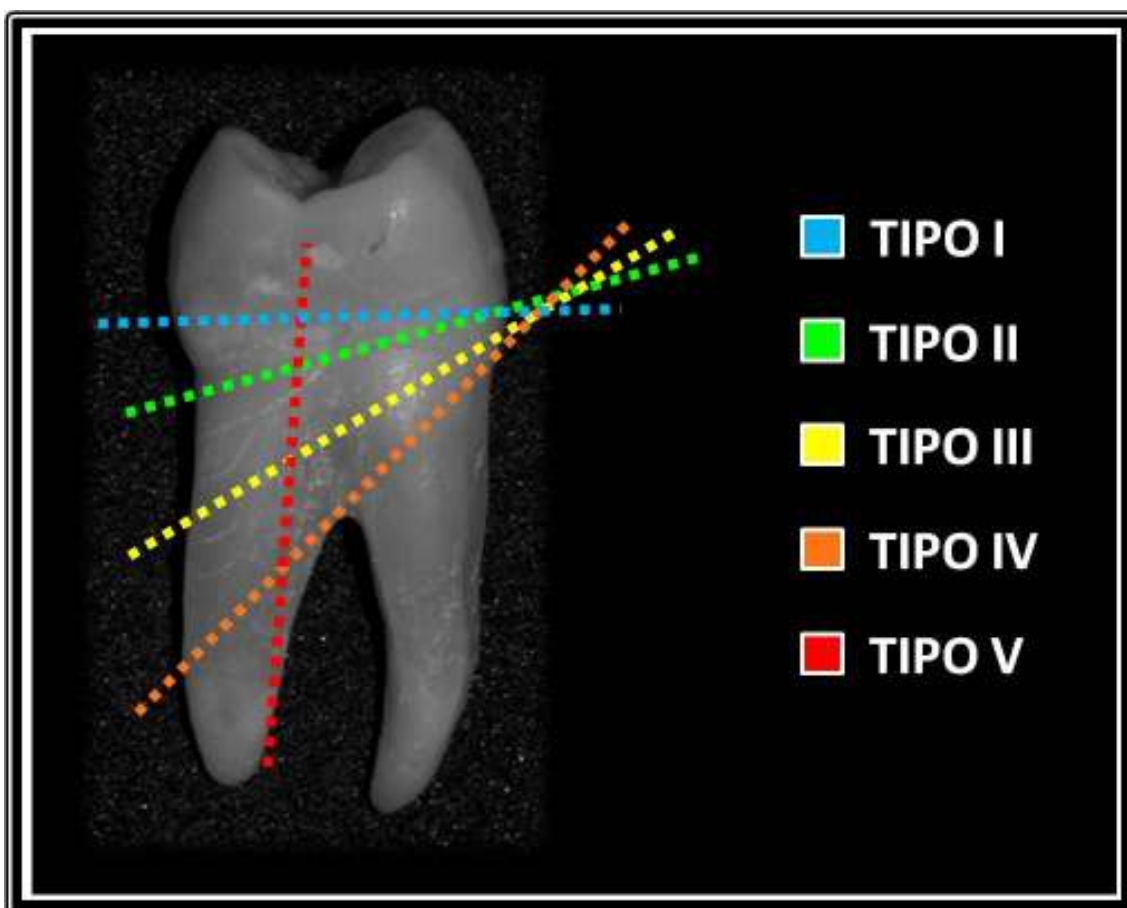


Figura 20 – Ilustração esquemática dos padrões de fratura analisados.

RESULTADOS

A análise de variância fatorial 2X4 (Tabela II) para os dados de resistência à fratura dos dentes não irradiados em função do tipo de retentor e tipo de dente demonstrou significância apenas para o fator tipo de dente ($p=0.000$), não sendo significantes o fator tipo de retentor ($p=0.467$) e a interação entre os dois fatores (0.795). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela III. Verificou-se que os incisivos apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior aos demais dentes, que os pré-molares apresentaram resistência à fratura inferior aos molares e caninos, que apresentaram valores médios semelhantes entre si.

Tabela II. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) em função do tipo de retentor e tipo de dente não submetidos à radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	217569.800	1	217569.800	.535	.467
Tipo de dente	72152347.050	3	24050782.350	59.175	.000
Tipo de retentor X Tipo de dente	417245.700	3	139081.900	.342	.795
Resíduo	29263291.000	72	406434.597		
Total	102050453.550	79			

Tabela III - Valores médios de resistência à fratura (N), desvio padrão e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os dentes não submetidos à radioterapia.

	NMF	PFV
Incisivos	711.3(154.7) ^{Ca}	655.6(145.8) ^{Ca}
Caninos	3278.6(702.5) ^{Aa}	2940.5(917.3) ^{Aa}
Prémolares	2161.4(602.2) ^{Ba}	2217.8(691.1) ^{Ba}
Molares	2934.0(785.9) ^{Aa}	2854.2(642.9) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise entre os tipos de dente (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A Análise de variância fatorial 2X4 (Tabela IV) para os dados de resistência à fratura dos dentes que foram irradiados em função do tipo de retentor e tipo de dente demonstrou significância apenas para o fator tipo de dente ($p=0.000$), não sendo significantes o fator tipo de retentor ($p=0.617$) e a interação entre os dois fatores (0.830). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela V. Verificou-se que os incisivos apresentaram valor médio estatisticamente inferior aos demais dentes, que os pré-molares apresentaram resistência à fratura inferior aos caninos e semelhante aos molares. Os molares apresentaram valores médios de resistência à fratura semelhante aos caninos.

Tabela IV. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) em função do tipo de retentor e tipo de dente submetidos à radioterapia.

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	82112.113	1	82112.113	.253	.617
Tipo de dente	42331065.738	3	14110355.246	43.403	.000
Tipo de retentor X Tipo de dente	286487.838	3	95495.946	.294	.830
Resíduo	23407297.300	72	325101.351		
Total	66106962.987	79			

Tabela V - Valores médios de resistência à fratura (N), desvio padrão e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os dentes submetidos à radioterapia.

	NMF	PFV
Incisivos	596.4(196.2) ^{Ca}	625.9(122.8) ^{Ca}
Caninos	2401.6(648.4) ^{Aa}	2592.3(618.5) ^{Aa}
Prémolares	1884.1(599.8) ^{Ba}	2036.0(608.8) ^{Ba}
Molares	2299.3(794.7) ^{ABa}	2183.5(618.3) ^{Aba}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise entre os tipos de dente (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela VI) para os dados de resistência à fratura dos incisivos em função do tipo de retentor e da radioterapia não demonstrou significância para o fator tipo de retentor ($p=0.154$) nem para o fator radioterapia ($p=0.794$) e a interação entre os dois fatores (0.397). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela VII. Verificou-se que os valores médios de resistência à fratura de incisivos não sofreram influência do tipo de retentor e da radioterapia.

Tabela VI. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) de incisivos em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	52272.900	1	52272.900	2.117	.154
Radioterapia	1716.100	1	1716.100	.069	.794
Tipo de retentor X Radioterapia	18147.600	1	18147.600	.735	.397
Resíduo	889065.800	36	24696.272		
Total	961202.400	39			

Tabela VII - Valores médios e desvio padrão de resistência à fratura (N), e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os incisivos em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	NMF	PFV
Irradiado	596.4(196.2) ^{Aa}	625.9(122.8) ^{Aa}
Não Irradiado	711.3(154.7) ^{Aa}	655.6(145.8) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela VIII) para os dados de resistência à fratura dos caninos em função do tipo de retentor e da radioterapia demonstrou significância apenas para o fator radioterapia ($p=0.012$), não sendo significantes fator tipo de retentor ($p=0.752$) e nem a interação entre eles ($p=0.260$). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela IX. Verificou-se que os caninos irradiados, para os dois tipos de retentor, apresentaram valores médios de resistência à fratura significativamente menores que os dentes não irradiados.

Tabela VIII. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) de caninos em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	54316.900	1	54316.900	.102	.752
Radioterapia	3752787.600	1	3752787.600	7.021	.012
Tipo de retentor X Radioterapia	699073.600	1	699073.600	1.308	.260
Resíduo	19241129.400	36	534475.817		
Total	23747307.500	39			

Tabela IX - Valores médios e desvio padrão de resistência à fratura (N), e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os caninos em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	NMF	PFV
Irradiado	2401.6(648.4) ^{Ba}	2592.3(618.5) ^{Ba}
Não Irradiado	3278.6(702.5) ^{Aa}	2940.5(917.3) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela X) para os dados de resistência à fratura dos pré-molares em função do tipo de retentor e da radioterapia não demonstrou significância para o fator tipo de retentor ($p=0.602$) nem para o fator radioterapia ($p=0.254$) e a interação entre os dois fatores (0.811). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XI. Verificou-se que os valores médios de resistência à fratura de pré-molares não sofreram influência do tipo de retentor e da radioterapia.

Tabela X. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência a fratura (N) de pré-molares em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	108472.225	1	108472.225	.276	.602
Radioterapia	526932.025	1	526932.025	1.342	.254
Tipo de retentor X Radioterapia	22800.625	1	22800.625	.058	.811
Resíduo	14135442.900	36	392651.192		
Total	14793647.775	39			

Tabela XI - Valores médios e desvio padrão de resistência a fratura (N), e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os pré-molares em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	NMF	PFV
Irradiado	1884.1(599.8) ^{Aa}	2036.0(608.8) ^{Aa}
Não Irrradiado	2161.4(602.2) ^{Aa}	2217.8(691.1) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XII) para os dados de resistência à fratura dos molares em função do tipo de retentor e da radioterapia foi significativa para o fator radioterapia ($p=0.007$) e não demonstrou significância para o fator tipo de retentor ($p=0.668$) nem para o a interação entre os dois fatores (0.937). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XIII. Verificou-se que os valores médios de resistência à fratura de molares apresentaram valores estatisticamente menores quando submetidos a radioterapia, para os dois tipos de retentores.

Tabela XII. Análise de Variância fatorial para os dados de resistência a fratura (N) de molares em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	95648.400	1	95648.400	.187	.668
Radioterapia	4260172.900	1	4260172.900	8.333	.007
Tipo de retentor X radioterapia	3240.000	1	3240.000	.006	.937
Resíduo	18404950.200	36	511248.617		
Total	22764011.500	39			

Tabela XIII - Valores médios e desvio padrão de resistência a fratura (N), e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os molares em função do tipo de retentor e efeito da radioterapia.

	NMF	PFV
Irradiado	2299.3(794.7) ^{Ba}	2183.5(618.3) ^{Ba}
Não Irradiado	2934.0(785.9) ^{Aa}	2854.2(642.9) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XIV) para os dados de deformação proximal dos incisivos em função do tipo de retentor e da radioterapia demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.008$) e não foi significativa nem para o fator tipo de retentor ($p=0.936$) e nem a interação entre os dois fatores (0.419). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XV. Verificou-se que os valores médios de deformação proximal de incisivos foram estatisticamente maiores para os dentes submetidos a radioterapia para os dois tipos de retentor.

Tabela XIV. Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face proximal nos incisivos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	167.505	1	167.505	.007	.936
Radioterapia	234179.425	1	234179.425	9.239	.008
Tipo de retentor X radioterapia	17423.885	1	17423.885	.687	.419
Resíduo	405527.853	16	25345.491		
Total	657298.668	19			

Tabela XV - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face proximal e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os incisivos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	525.50(159.98) ^{Aa}	578.74(160.37) ^{Aa}
Não Irradiado	368.11(140.01) ^{Ba}	303.29(174.54) ^{Ba}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XVI) para os dados de deformação proximal dos caninos em função do tipo de retentor e da radioterapia demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.000$) e não foi significativa nem para o fator tipo de retentor ($p=0.428$) e nem a interação entre os dois fatores (0.755). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XVII. Verificou-se que os valores médios de deformação proximal de caninos foram maiores para os dentes submetidos a radioterapia para os dois tipos de retentor.

Tabela XVI Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face proximal nos caninos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	3801.352	1	3801.352	.660	.428
Radioterapia	143121.205	1	143121.205	24.864	.000
Tipo de retentor X radioterapia	580.072	1	580.072	.101	.755
Resíduo	92097.386	16	5756.087		
Total	239600.014	19			

Tabela XVII - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face proximal e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os caninos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	359.22(115.22) ^{Aa}	320.87(70.57) ^{Aa}
Não Irradiado	162.46(52.42) ^{Ba}	179.26(44.96) ^{Ba}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XVIII) para os dados de deformação proximal dos pré-molares em função do tipo de retentor e da radioterapia demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.000$) e para o fator tipo de retentor ($p=0.002$) e não foi significativa para a interação entre os dois fatores (0.093). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XIX. Verificou-se que os valores médios de deformação proximal de pré-molares foram maiores para os dentes submetidos a radioterapia para os dois tipos de retentor. Os dentes restaurados com PFV apresentaram maiores valores estatísticos de deformação proximal que os NMF tanto para os dentes irradiados quanto para os não irradiados.

Tabela XVIII. Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face proximal nos pré-molares em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	95510.021	1	95510.021	12.883	.002
Radioterapia	226619.276	1	226619.276	30.567	.000
Tipo de retentor X radioterapia	23726.405	1	23726.405	3.200	.093
Resíduo	118621.856	16	7413.866		
Total	464477.558	19			

Tabela XIX - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face proximal e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os pré-molares em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	334.95(134.21) ^{Ab}	542.05(99.29) ^{Aa}
Não Irradiado	190.95(14.82) ^{Bb}	260.27(39.58) ^{Ba}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XX) para os dados de deformação vestibular dos incisivos em função do tipo de retentor e da radioterapia demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.000$), para o fator tipo de retentor ($p=0.008$) e para a interação entre os dois fatores (0.000). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XXI. Verificou-se que os valores médios de deformação vestibular de incisivos foram maiores para os dentes submetidos a radioterapia para NMF. Os dentes restaurados com PFV apresentaram maiores valores estatísticos de deformação vestibular que os NMF apenas para os dentes não irradiados.

Tabela XX. Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face vestibular nos incisivos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	136153.051	1	136153.051	9.068	.008
Radioterapia	1419960.011	1	1419960.011	94.567	.000
Tipo de retentor X radioterapia	385866.978	1	385866.978	25.698	.000
Resíduo	240246.002	16	15015.375		
Total	2182226.043	19			

Tabela XXI - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face vestibular e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os incisivos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	1396.27(166.18) ^{Aa}	1283.49(114.71) ^{Aa}
Não Irradiado	585.56(104.28) ^{Bb}	1028.38(91.72) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XXII) para os dados de deformação vestibular dos caninos em função do tipo de retentor e da radioterapia não demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.656$), nem para o fator tipo de retentor ($p=0.091$) e para a interação entre os dois fatores (0.949). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XXIII. Verificou-se que os valores médios de deformação vestibular de caninos não foram influenciados nem pela radioterapia nem para o tipo de retentor.

Tabela XXII. Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face vestibular nos caninos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	31740.528	1	31740.528	3.230	.091
Radioterapia	2030.314	1	2030.314	.207	.656
Tipo de retentor X radioterapia	41.443	1	41.443	.004	.949
Resíduo	157245.867	16	9827.867		
Total	191058.152	19			

Tabela XXIII - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face vestibular e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os caninos em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	278.46(56.68) ^{Aa}	361.02(124.69) ^{Aa}
Não Irrradiado	261.19(57.46) ^{Aa}	337.97(131.34) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial 2X2 (Tabela XIV) para os dados de deformação vestibular dos pré-molares em função do tipo de retentor e da radioterapia foi significativa para o fator tipo de retentor ($p=0.012$), e não demonstrou significância para o fator radioterapia ($p=0.430$) e para a interação entre os dois fatores (0.952). O teste de Tukey-HSD foi aplicado e os dados estão descritos na Tabela XXV. Verificou-se que os valores médios de deformação vestibular de pré-molares restaurados com PFV foram maiores quando comparados aos NMF tanto para os dentes submetidos quanto para os não submetidos à radioterapia. Os dentes restaurados com PFV e NMF não foram influenciados estatisticamente pela radioterapia.

Tabela XXIV. Análise de Variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada na face vestibular nos pré-molares em função da radioterapia e tipo de retentor.

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	Valor de F	P
Tipo de retentor	460934.631	1	460934.631	8.057	.012
Radioterapia	37469.227	1	37469.227	.655	.430
Tipo de retentor X radioterapia	211.705	1	211.705	.004	.952
Resíduo	915395.183	16	57212.199		
Total	1414010.746	19			

Tabela XXV - Valores médios e desvio padrão de deformação (μS) mensurada na face vestibular e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para os pré-molares em função da radioterapia e tipo de retentor.

	NMF	PFV
Irradiado	717.80(189.81) ^{Ab}	1014.92(287.75) ^{Aa}
Não Irradiado	624.73(285.35) ^{Ab}	934.86(169.10) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa ($p<0,05$) verificada pela análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análise para o fator radioterapia (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os tipos de retentores (análise no sentido horizontal).

A análise do padrão de fratura está indicada para os dentes não submetidos e para os submetidos a radioterapia estão indicadas nas figuras 21 e 22, respectivamente.

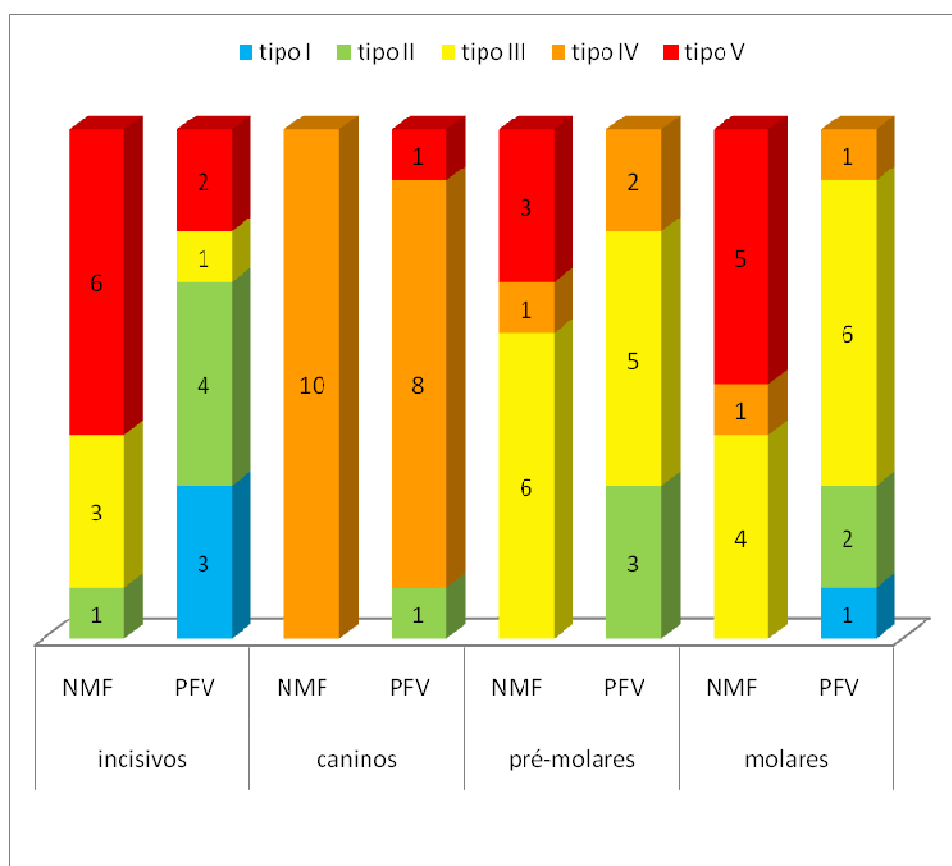


Figura 21 – Análise do padrão de fratura dos dentes não submetidos a radioterapia (tipo I. fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor; tipo II. fratura radicular no terço cervical; tipo III. fratura radicular no terço médio; tipo IV. fratura radicular no terço apical; tipo V. fratura radicular longitudinal)

Na distribuição do padrão de fratura dos dentes não submetidos a radioterapia, enquanto os incisivos restaurados com PFV apresentaram a maioria dos padrões de fratura (n=7) envolvendo o terço cervical e o núcleo de preenchimento (tipo I e II), os incisivos restaurados com NMF apresentaram padrão de fratura predominante tipo V (n=6). O padrão de fratura de caninos, tanto os restaurados com PFV (n=8) quanto os restaurados com NMF (n=10), foi predominantemente envolvendo o terço apical (tipo IV). Para os pré-molares 60% e 50% das amostras, apresentaram padrão de fratura tipo III, para NMF e PFV, respectivamente. Na análise do padrão de fratura para os molares,

verificou-se que 60% das fraturas dos dentes restaurados com PFV ocorreram envolvendo o terço médio; já para os restaurados com NMF, verificou-se a mesma prevalência de fraturas tipo III e tipo V, totalizando 90% do grupo.

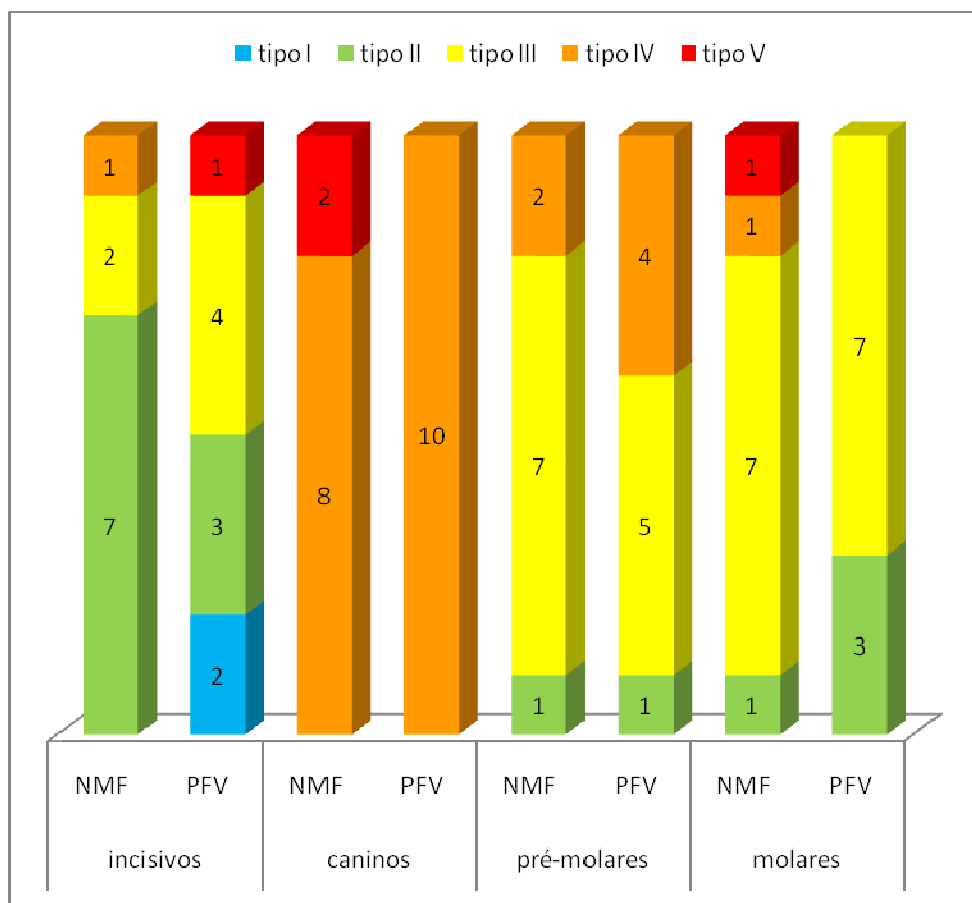


Figura 22 – Análise do padrão de fratura dos dentes submetidos a radioterapia (tipo I. fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor; tipo II. fratura radicular no terço cervical; tipo III. fratura radicular no terço médio; tipo IV. fratura radicular no terço apical; tipo V. fratura radicular longitudinal)

Na distribuição do padrão de fratura dos dentes submetidos a radioterapia, tanto os incisivos restaurados com NMF (n=7) quanto os restaurados com PFV (n=5) apresentaram grande porcentagem dos padrões de fratura passíveis de restauração (tipos I e II). O padrão de fratura de caninos, tanto os restaurados com PFV (n=10) quanto os restaurados com NMF (n=8), continuou sendo predominantemente envolvendo o terço apical (tipo IV). Para os pré-molares 70% e 50% das amostras, apresentaram padrão de fratura tipo III, para NMF e PFV, respectivamente. Na análise do padrão de

fratura para os molares, verificou-se que 70% das fraturas dos dentes restaurados com PFV e com NMF acometeram o terço médio (tipo III).

DISCUSSÃO

A escolha do modo de restauração de dentes tratados endodonticamente consitui fator decisivo para o sucesso clínico, uma vez que esta etapa sucede procedimentos de desgaste ou perda de estrutura dentinária. Apesar do potencial de fratura de dentes tratados endodonticamente ser bastante estudado, atualmente ainda não foi estabelecida relação causal definida entre fratura e o tipo de restauração, e ainda permanecem controvérsias relativas à qual material ou técnica seriam ideais para a reabilitação destes dentes (Salameh et al., 2006). Do ponto de vista mecânico-estrutural, um dente tratado endodonticamente restaurado com pino, núcleo de preenchimento e coroa, pode ser tratado como estrutura de multi-constituintes de geometria complexa (Joshi et al., 2001). Pensando nesse complexo, todos os componentes envolvidos na reabilitação, têm influência direta no seu comportamento biomecânico. Um aspecto a ser avaliado é direcionado ao tipo de dente restaurado, uma vez que cada dente possui geometria específica e recebe carga em diferentes direções de acordo com a sua função a ser desempenhada na cavidade oral. Segundo Joshi et al. (2001), a distribuição de tensões em um sistema é dependente da geometria, rigidez e material do pino, rigidez da estrutura de suporte, material do núcleo de preenchimento e coroa, e direção e magnitude das forças oclusais.

Diversos estudos *in vitro* são conduzidos diretamente sobre o núcleo/pino, o que acaba sendo escolha questionável já que o núcleo, sob condições clínicas, é geralmente coberto pela coroa total com suas margens sobre estrutura dentária saudável, criando o efeito férula (Torbjörner & Fransson, 2004) ou por resina composta em reconstrução direta. Além disso, os valores de resistência a fratura de raízes para diferentes tipos de pinos são obtidos dependendo da técnica utilizada no estudo, e as conclusões obtidas por meios desses estudos devem ser cuidadosamente interpretadas. Outros fatores como quantidade de estrutura remanescente (Zogheib et al., 2008), efeito férula da coroa, e magnitude e direção de cargas funcionais, provavelmente têm maior influência nas taxas de sobrevida de próteses que o tipo de pino usado (Torbjörner & Fransson, 2004). Sobre a direção de aplicação de carga é observado que a resistência a fratura é mais alta para as cargas

verticais quando comparadas as oblíquas (Hayashi et al., 2006). A diferença de resistência a fratura entre os tipos de dentes nesse estudo se deve principalmente a estes aspectos, e também a presença de detalhes anatômicos na geometria externa e interna dos dentes.

A análise comparativa dos tipos de dentes e tipos de retentor para os dentes não irradiados (Tabela III) demonstrou que molares e caninos apresentaram os maiores valores de resistência a fratura. Além das dimensões geométricas dos molares (medidas médias: VL= 8 (mesial) e 6,34 (distal) mm; MD= 8,61), deve ser ressaltada a grande quantidade de estrutura presente entre o soalho da câmara pulpar na região entre os canais. Comparando-os com os outros dentes posteriores analisados neste estudo, os pré-molares, deve-se analisar a diferença anatômica e funcional entre eles. Quando se pensa na anatomia de pré-molares bi-radiculares com canais não fusionados no terço cervical, os canais se encontram muito próximos, sem quantidade de dentina significativa que dê suporte para a própria furca. Outra característica anatômica que desfavorece a geometria de pré-molares quando comparados a molares para resistência a fratura, é a presença do sulco na face mesial destes dentes na porção cervical radicular até a altura da furca. É sabido que esta região apresenta menor quantidade de estrutura dentinária (devido a esta constrição), além de ter anatomia que favorece a concentração de tensões (Figura 23) (Soares, 2008) em áreas de menor volume de estrutura dentinária.

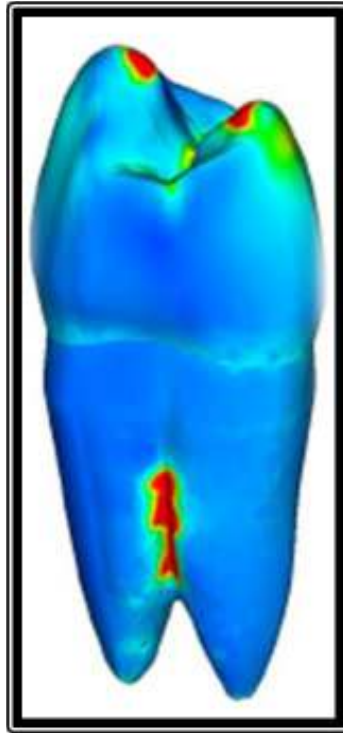


Figura 23 – Distribuição de tensões em pré-molar (Soares, 2008)

Considerando os dentes anteriores testados, incisivos e caninos, enquanto os caninos apresentaram os maiores valores, os incisivos apresentaram a menor resistência média à fratura. Observamos que enquanto a distância média VL para incisivos é de 5,25mm, para caninos essa distância é 6,80mm, o que significa aproximadamente 33% a mais de estrutura dentinária nesse sentido. Pensando na direção de carga aplicada, a espessura de férula no sentido vestibulo-lingual para os caninos (1,2mm) parece ser fator importante para justificar sua alta resistência à fratura. Já para os incisivos, a férula no sentido mésio-distal parece ser importante para a resistência radicular, devido a sua maior inclinação (45°) quando comparados aos outros dentes, que evidencia as propriedades mecânicas dos retentores intra-radiculares. Esse carregamento oblíquo acaba favorecendo a fratura do complexo, uma vez que gera flexão da estrutura, e conseqüentes menores valores médios de resistência a fratura (Hayashi et al., 2006).

Lembrando que a broca foi a mesma para alívio tanto dos PFV quanto dos NMF, o volume removido de estrutura foi o mesmo para todos os grupos no interior do canal. Dessa forma, a quantidade de estrutura dentinária na

porção cervical coronária, define também a espessura de férula presente nos preparos. Pode-se inferir que as férulas mais homogêneas, em termos de quantidade de estrutura, parecem ser a dos incisivos e molares, uma vez que forma do incisivo é circular e a do molar quadrada, comparadas a dos outros dentes. A incorporação de férula no preparo da coroa envolvendo a circunferência radicular protege a raiz das forças máximas (Torbjörner & Fransson, 2004; Akkayan, 2004; Silva, 2008; Sendhilnathan & Nayar, 2008). No entanto, a pequena espessura da férula no sentido M-D dos pré-molares parece não resultar em capacidade de reforço dessa estrutura favorecendo a ocorrência de fraturas que se iniciam nesta região.

Na análise do comportamento biomecânico entre os tipos de dente estudados, o remanescente coronário estrutural e a demanda funcional são fatores determinantes. Quando realizada análise para cada tipo de dente, nota-se que o tipo de pino não foi significativo para a resistência a fratura dos dentes em estudo (Tabelas VI, VIII, X e XII), como observado em estudo anterior que avaliou pré-molares (Fokkinga et al., 2006). Após a cimentação de coroa total com o efeito férula as diferenças entre pinos rígidos e elásticos são menos óbvias, assim como as propriedades mecânicas do material dos núcleos de preenchimentos são também menos significantes (Torbjörner & Fransson, 2004). A magnitude com que o dente é requisitado pelos esforços mastigatórios funcionais determina maior necessidade e cuidado na seleção de retentor para dentes anteriores, uma vez que estes recebem principalmente forças laterais e cisalhantes (Schwartz & Robbins, 2004). A escolha de pinos intra-radulares para dentes anteriores, especialmente incisivos, é mais sensível e preocupante, uma vez que devido a maior inclinação deste dente na cavidade oral, a carga é aplicada fora do longo eixo radicular, exigindo capacidade de deflexão do retentor e em maior intensidade da integração deste com a dentina radicular. Conseqüentemente, menores valores médios de resistência a fratura para esse tipo de dente foram observados quando comparado aos outros tipos de dentes. Apesar de pré-molares serem ligeiramente mais volumosos que os incisivos centrais, mais uma vez, o remanescente coronário estrutural e a demanda funcional são os fatores determinantes para a indicação nesses

dentes, uma vez que também recebem cargas laterais durante a função (Schwartz & Robbins, 2004). Isso justifica a categoria estatística que esse tipo de dente foi classificado: valores médios maiores que incisivos, pelo maior volume estrutural, e menor que caninos, por características da sua geometria externa. Molares e caninos apresentaram similaridade estatística entre a média dos valores de resistência a fratura, com médias de valores próximas a 3.000N: valores próximos aos encontrados para molares hígidos em outro estudo (Soares et al., 2006). A embocadura do canal e a câmara coronária de molares já oferecem considerável retenção para construção do núcleo de preenchimento, uma vez que esse grupo de dentes recebe forças principalmente verticais (Schwartz & Robbins, 2004). Para os caninos, esses achados se justificam pela sua inclinação, resultando também em forças próxima do eixo axial do dente, associada a sua geometria homogênea e cúbica com grande volume dentinário no terço cervical, criando auto-proteção estrutural para o procedimento restaurado frente ao carregamento. Os valores médios de resistência a fratura de incisivos, caninos, pré-molares e molares, não foram influenciados pelo tipo de retentor (PFV ou NMF). É importante considerar que todos os desgastes e preparos dentários foram realizados de forma conservadora, preservando a máxima quantidade de dentina remanescente possível, objetivando o não enfraquecimento do complexo restaurado.

Quando se analisa a influência da radioterapia na resistência à fratura verificada neste estudo devem-se considerar as alterações ocorridas na estrutura dentinária. Em meados dos anos 80, pensava-se que a irradiação terapêutica não afetava significativamente a susceptibilidade do dente a desmineralização “in vivo” e possivelmente aumenta a fragilidade do dente como resultado de degradação protéica (Walker, 1975). Atualmente, considera-se que existem duas importantes razões responsáveis pela destruição de dentes submetidos à radioterapia: destruição radiativa e radioxerostomia (Franze et al., 2006). A interação da matriz orgânica com cristais de apatita se origina da ligação eletrostática de cadeias laterais de carboxilato de colágeno e grupos fosfato na superfície mineral, via íons de cálcio. A radiação promove

descarboxilação de ligações laterais e perda de grupos fosfato acídicos. A perda de grupos fosfato acídicos permite a formação de novas pontes de íon cálcio de grupos fosfatos (Franzel et al., 2006). Adicionalmente, a interação mineral-orgânica é reduzida e o desenvolvimento de dióxido de carbono pode induzir micro-trincas na hidroxiapatita mineral (Franzel et al., 2006; Soares et al., 2009). Assim, pequenos cristalitos são formados e a superfície do substrato se torna rugosa. Como consequência da descarboxilação, a dureza e a elasticidade na dentina é dramaticamente reduzida (Franzel et al., 2006). Enquanto que a concentração mineral é maior na dentina peritubular, as micro-trincas se concentram nessa área, reduzindo a resistência coesiva dentinária (Soares et al., 2009) (Figura 24). Adicionalmente, a desnaturação de matriz orgânica causada pela radiólise pode reduzir a ancoragem física entre esmalte e dentina, e a estabilidade interna da dentina, que também é composta de fibrilas colágenas (Pioch et al., 1992). Em estudo prévio essa afirmação é evidenciada, já que quando não irradiada, a resistência interna da dentina é influenciada pela orientação dos túbulos dentinários, e quando o dente foi irradiado, a influência da orientação dos túbulos desapareceu, demonstrando que a irradiação causa danos principalmente nos componentes orgânicos (fibrilas colágenas) (Soares et al., 2009).

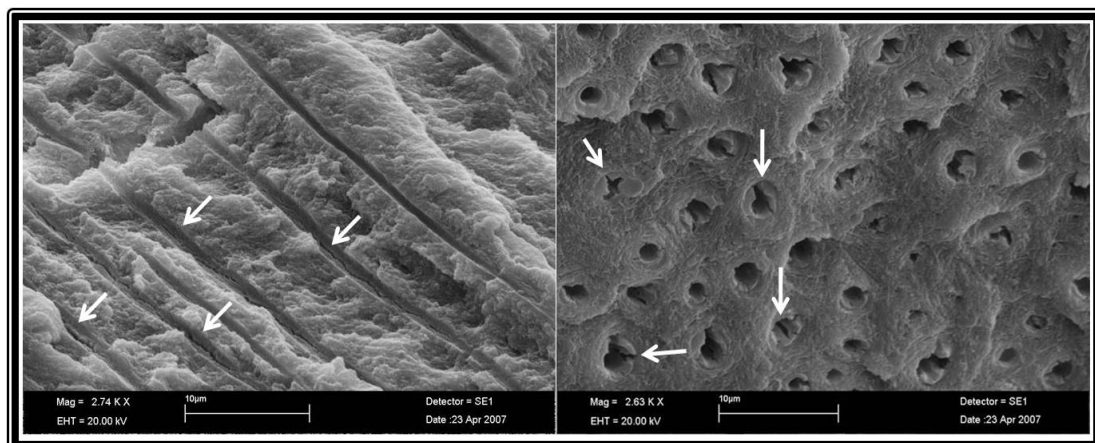


Figura 24 – Setas indicam microtrincas no substrato dentinário (Soares et al., 2009)

Como neste estudo um cimento resinoso foi utilizado para a cimentação dos pinos e coroas, cabe ressaltar o possível comportamento dessa dentina alterada frente ao processo de adesão oferecido por este sistema. Por meio de

análise química da reação de adesão do cimento resinoso utilizado neste trabalho (RelyX U100) observa-se que existe interação apenas superficial desse cimento com a dentina na qual foi aplicado, não havendo formação de tags (Gerth, 2006). Esse padrão de adesão observado é semelhante ao que se observa quando é realizado experimentos com ácido polialquenoico e hidroxiapatita. Ligações iônicas entre grupos carboxílicos e ácido polialquenoico indicam uma interação entre os grupos funcionais carboxílicos e hidroxiapatita (Gerth, 2006). Nesse contexto, pensando que a adesão deste cimento não depende diretamente da estrutura das fibrilas colágenas (Gerth, 2006), sendo o meio de adesão do RelyX U100 por meio da interação com a hidroxiapatita, parece pertinente relacionar que esse tipo de adesão não é desfavorecido pela radioterapia.

Caso a adesão fosse explicitamente prejudicada pela radioterapia, o tipo de retentor poderia ser fator determinante para os resultados estatísticos, uma vez que NMF dependem de retenção friccional enquanto que os PFV estariam sujeitos a falha por descimentação. No entanto, frente a adesão estabelecida para dentes irradiados e não irradiados, quando analisa-se o parâmetro de resistência à fratura entre os tipos de dente em função do fator tipo de retentor, verifica-se ausência de influência independente do tipo de dente analisado (Tabela V). Essa observação é válida tanto na comparação para os dentes não-irradiados como para a comparação entre os dentes irradiados. No entanto, enquanto que para os dentes não irradiados, caninos e molares apresentaram valores semelhantes e maiores estatisticamente que os pré-molares, na análise entre os dentes irradiados, os molares foram estatisticamente similares a caninos e a pré-molares. Nota-se que caninos e molares, apesar da radioterapia, continuaram apresentando os maiores valores estatisticamente (Tabelas III e V); no entanto os molares se igualaram estatisticamente aos pré-molares (Tabela V). Provavelmente, devido a presença de furca na face vestibular desse grupo de dentes, que associada as microtrincas no interior da estrutura irradiada potencializa a ocorrência de fraturas sob menores valores de carga. Quando a análise foi realizada para cada tipo de dente, em função do tipo de pino e da radioterapia, apenas

caninos (Tabela VIII e IX) e molares (Tabela XII e XIII) sofreram influência estatística da radioterapia para ambos os retentores. Isso pode ser justificado pela grande presença de dentina nesses dentes (caninos- na região V-L; molares- no soalho pulpar). Enquanto nos dentes não irradiados isso é uma vantagem estrutural, nos dentes irradiados isso significa mais área dentinária enfraquecida por microtrincas, refletindo neste comportamento, principalmente no molar, que essa região se encontra próxima a furca. Apesar de não haver relevância estatística, as médias das resistências de incisivos e pré-molares em valores absolutos diminuíram pela radioterapia (Tabelas VII e XI).

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 (Santos Filho et al., 2008). Desta forma, é importante a associação com análises laboratoriais não-destrutivas, como ensaios de extensometria, para análise comportamental da deformação radicular e relação com os resultados de resistência e padrão de fratura. Para avaliar a deformação de uma estrutura é necessário que se conheçam suas propriedades físicas e mecânicas, que definem seu comportamento frente a carregamento, entre elas o módulo de elasticidade que caracteriza a rigidez do material testado. Uma redução de 66% do módulo de elasticidade mensurado por nanoindentação de dentina humana irradiada, sob mesmo protocolo de radiação utilizado em nosso trabalho (60Gy, 2Gy/dia, 5 dias/semana) foi observada: dentina não irradiada: 22,37GPa; dentina irradiada: 7,6 GPa (Franzel et al., 2006). Esta alteração define maior deformação dessa estrutura sob carregamento, o que justifica a alteração do comportamento biomecânico quando em interação com os retentores intra-radiculares.

Analisando a deformação proximal de incisivos, caninos e pré-molares, o aumento estatístico dos valores médios de deformação desses dentes quando submetidos à radioterapia, tanto para PFV quanto para NMF (Tabelas XV, XVII e XIX), se deve a diminuição do módulo de elasticidade da dentina irradiada. A posição horizontal de colagem dos extensômetros na face proximal permitiu leitura da distribuição de tensões no sentido transversal, isto é, das tensões de

tração no sentido vestibulo lingual. Essas tensões são as que favorecem a “abertura” das microtrincas ao longo dos túbulos dentinários, pelo posicionamento dos túbulos na região onde foram colados.

Apenas a deformação proximal dos pré-molares sofreu influência estatística do tipo de pino, tanto para os dentes irradiados quanto para os não-irradiados (Tabela XIX). A maior deformação dos PFV se deve as próprias características do material, quando comparado a rigidez do NMF. Essa diferença estatisticamente significante apenas para os pré-molares, provavelmente se deve a menor espessura de dentina desses dentes na região cervical. Quando se compara incisivos, caninos e pré-molares, enquanto a distância méso-distal de caninos e incisivos é aproximadamente 5,2mm, essa distância para pré-molares é cerca de 4,4mm. Essa proximidade do retentor com a parede cervical dentinária externa, onde o extensômetro é fixado, permite maior expressão das propriedades do pino, durante a leitura da deformação proximal.

Quando analisada a deformação vestibular, nota-se que quando não submetidos a radioterapia, incisivos (Tabela XXI) e pré-molares (Tabela XXV) apresentaram maiores valores médios quando restaurados com PFV. Essa proporção se manteve apenas para os pré-molares irradiados (Tabela XXV). Os incisivos submetidos a radioterapia apresentaram semelhança estatística entre PFV e NMF, provocada pelo aumento dos valores médios do NMF, quando comparados aos seus valores não irradiados (Tabela XXI). Esse aumento de deformação vestibular capaz de igualá-lo estatisticamente aos PFV irradiados, provavelmente é devido ao enfraquecimento e presença de microtrincas na estrutura dentinária da férula pela radioterapia. Caninos (Tabela XXIII) restaurados com PFV foram similares estatisticamente aos restaurados com NMF, independente da radioterapia, provavelmente a geometria desse grupo de dentes.

Outra análise utilizada nesse estudo foi a distribuição do padrão de fratura, que segundo Soares et al (2005), constitui parâmetro de extrema importância em análises comparativas, uma vez que apenas os valores de resistência a fratura observados em estudos in vitro parecem ser diferentes dos

valores intra-orais observados quando um dente fratura. Enquanto que para incisivos não-irradiados restaurados com NMF o padrão de fratura foi 90% catastrófico (tipo III e V) (Figura 21), quando irradiados, esse grupo apresentou 70% de fraturas cervicais (Figura 22). Por meio de análise do padrão de fratura, observa-se que essas fraturas envolviam a estrutura da férula e se estendiam ao terço cervical radicular (Figura 25).

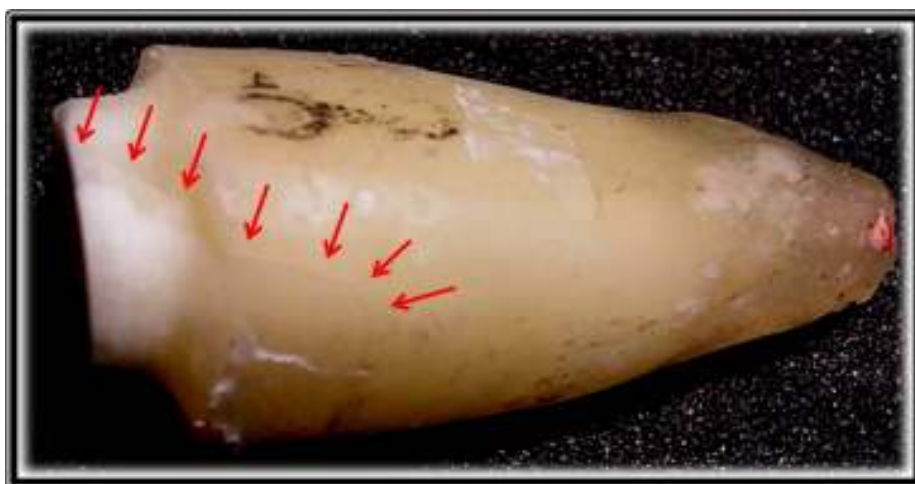


Figura 25 – Setas indicam linha de fratura no terço cervical de raiz submetida à radioterapia restaurada com NMF.

É sabido que o padrão de distribuição de tensões no complexo dente tratado endodonticamente restaurado com retentor intra-radicular e coroa metálica com férula é influenciado pelas características do material constituinte desses retentores (Santos Filho et al., 2006). Usando análise por elementos finitos Santos Filho et al. (2006), observaram que a concentração de tensões, quando é simulado núcleo metálico moldado e fundido se dá tanto no terço cervical do remanescente coronário (férula) na interface pino x dente quanto na face vestibular do pino. Esse comportamento se deve a característica de materiais rígidos concentrar tensões em seu corpo. Quando analisa a distribuição de tensões no dente restaurado com pino de fibra de vidro, verifica-se distribuição homogênea ao longo de todo o pino e a interface pino x dente, com concentração de tensões apenas na face vestibular da raiz (Santos Filho et al., 2006) (Figura 26).

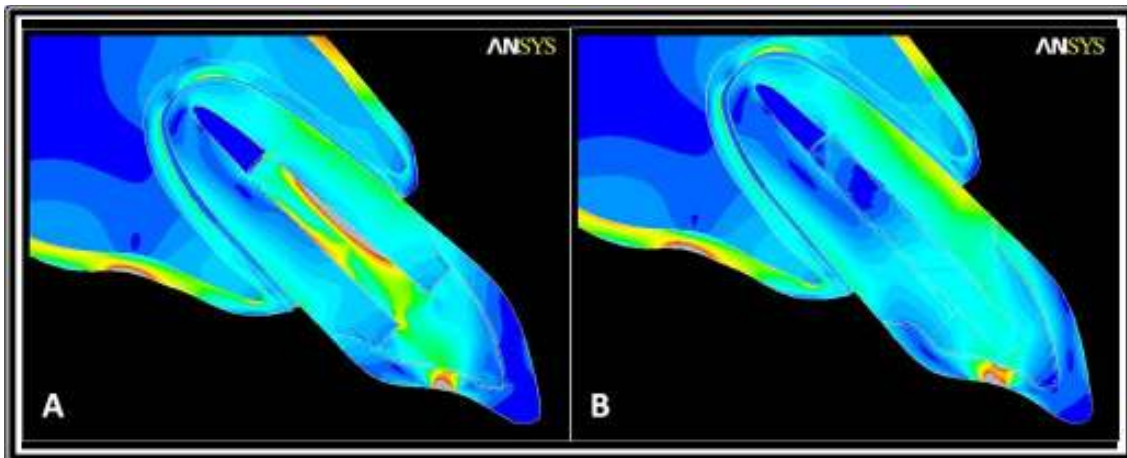


Figura 26 – Distribuição de tensões em A: dentes restaurados com NMF e B: com PFV. (Santos-Filho et al., 2006)

Dessa forma, essa alteração de prevalência de padrão de fratura para incisivos irradiados e não irradiados se torna previsível quando se leva em conta que devido a concentração de tensões na interface cervical NMF x dentina (férula) a presença de microtrincas na férula, que inicialmente tem como um dos objetivos reforçar o complexo restaurado, favorece a fratura do dente nessa região. A concentração de tensões na face vestibular do pino continua fazendo-o funcionar como alavanca dentro do canal, no entanto o terço médio radicular não chega a ser tão requisitado; uma vez que a fratura já ocorre na primeira interface de distribuição de tensões, pensando na linha de ação de tensões criada a partir do ponto de carga aplicada (Figuras 24 e 25).

Para incisivos e pré-molares restaurados com PFV, a presença da radioterapia diminuiu em 20% a ocorrência da fraturas passíveis de restauração, quando comparado aos respectivos grupos não-irradiados (Figuras 21, 22,). Esse comportamento de maior incidência de fraturas no terço médio de dentes irradiados restaurados com PFV provavelmente é devido também às características mecânicas do material constituinte. Sabendo que o pino de fibra dissipa homogeneamente as tensões e a concentração de tensões nesse complexo acontece na face vestibular radicular, a presença de microtrincas na estruturas e a menor quantidade de dentina radicular nessa área, definem fratura na altura do término do retentor. Além disso, podemos pensar que por meio de adesão e formação de corpo único, a fratura coesiva

da dentina se propaga ao longo do pino até encontrar uma região que não esteja envolvida nesse eixo formado pelo pino. Essa região é a parte radicular adjacente ao ápice do pino, que tende a abrir sob cargas flexionais, de 45°.

A inclinação de 25° que os molares foram testados, apesar de pequena, permite observar a ação de tensões de tração na linha da furca na vestibular. A proximidade entre o ápice radicular dos retentores e a região de furca, que favoreceu a prevalência de falha nesta região (Figuras 21 e 22), e ainda a presença de microtrincas no soalho pulpar no caso dos dentes irradiados, definem a prevalência de fraturas no terço médio e apical para esse grupo de dentes, independente do tipo de pino e da presença de radioterapia.

Os caninos se comportaram de forma diferenciada de todos os grupos de dentes testados. Notou-se que durante os testes, os caninos sofreram processo de intrusão na resina de inclusão, acusando predominantemente fratura tipo IV (Figuras 21 e 22) pelo esmagamento do ápice (Figura 27), independente do tipo de pino e da radioterapia. Dessa forma, a fratura no terço apical desses dentes foi utilizada apenas a título de classificação, uma vez que foi diferenciada de todas as outras fraturas no terço apical dos outros dentes testados. Este achado pode justificar o motivo de não se encontrar muitos trabalhos na literatura que testem esses dentes na sua inclinação correta, igualando-os a mesma inclinação de incisivos. Extrapolando a situação observada durante os testes para as condições verificadas in vivo, justifica-se o motivo de caninos serem os últimos dentes a serem perdidos na cavidade oral, ou ainda serem opção de pilar para próteses overdentures sobre dentes. Pois na cavidade oral, talvez, no lugar de esmagamento do ápice radicular, ocorra remodelação óssea próximo a esse local de alta concentração de tensões. É importante ressaltar que, para todos os grupos de dentes, a classificação do padrão de fratura foi feita em condições de carregamento muito elevadas quando considera-se a função normal mastigatória, porém podem representar situações acidentais traumáticas (Soares et al., 2006). Esta parece ser uma das limitações deste estudo, pois carregamento cíclico pode ser mais adequado para reprodução de falhas verificadas clinicamente (Soares et al., 2006).



Figura 27 – Fratura no terço apical de canino, caracterizada pelo esmagamento do ápice.

Sob algumas condições clínicas, retentores tendem a ser amplificadores de tensões, causando áreas de maior concentração de tensão ao longo da raiz (Morgano & Brackett, 1999; Joshi et al., 2001; Soares et al., 2008). Os dentes se tornam estruturas enfraquecidas durante o processo de acesso para tratamento endodôntico e instalação de retentores intra-radulares. Dessa forma, a opção pelo uso de retentores deve ser considerada apenas como meio de retenção para o material do núcleo de preenchimento (Trope et al., 1985; Joshi et al., 2001; Schwartz & Robbins, 2004).

Os resultados de resistência a fratura de todos os dentes analisados nesse estudo demonstraram que para dentes irradiados e não irradiados, o tipo de pino não foi fator de influencia significativa. Essa observação se deve principalmente ao preparo conservador realizado para acesso tanto no tratamento endodôntico quanto para preparo para o retentor intra-radicular; e também ao uso de coroa total metálica que acaba por diminuir a influência do retentor e superestimar o efeito da presença da férula (Silva, 2008). Assim, baseado em perspectiva clínica indica-se que a maior conservação de estrutura dentinária (Morgano, 1996) possível durante o preparo para retentores intra-radulares é um dos fatores que faz com que o tipo de pino, PFV ou NMF, seja secundário na resistência à fratura do dente. Parece prudente que se busque,

além de materiais que se aproximem biomecanicamente do complexo dentinário restaurado, opções que apresentem reversibilidade frente a falhas acidentais (Torbjörner & Fransson em 2004). Cabe ao clínico a decisão entre duas opções: ou o uso de um pino com baixo módulo de elasticidade e fraturas prematuras, mas confiantemente reparáveis ou um núcleo com alto módulo de elasticidade com falhas após longo tempo em função e/ou sob altos níveis de força com, mais freqüentemente, fraturas irreparáveis.

De acordo com o comportamento biomecânico de incisivos, caninos, pré-molares e molares tratados endodonticamente e restaurados com retentores intra-radulares e coroa metálica, observado neste estudo laboratorial, o profissional deve levar em consideração a dinâmica funcional da cavidade oral. Especificamente deve ser analisada com cuidado a direção de carga recebida por cada tipo de dente de acordo com sua função a ser desempenhada. Parece que a preocupação histórica estabelecida empiricamente entre clínicos de que os dentes posteriores são mais preocupantes na definição do tipo de retentor, não tem sustentação científica e deve ser modificada. Em caso de dentes submetidos à radioterapia, deve-se considerar o enfraquecimento adicional da estrutura dentinária e ainda a busca por métodos de adesão que não estejam altamente vinculados a formação de camada híbrida; no entanto, os mesmos princípios de escolha do tipo de retentor devem ser considerados, pois a reabilitação nesse caso também busca a reparação das funções de cada dente na cavidade oral, priorizando qualidade de vida para o paciente e sucesso clínico para o cirurgião dentista.

CONCLUSÕES

Dentro da metodologia aplicada e das limitações desse estudo *in vitro*, conclui-se que:

1. O tipo de pino intra-radicular não é significativo estatisticamente para os valores de resistência a fratura para incisivos, caninos, pré-molares e molares, submetidos ou não à radioterapia.
2. Na análise de resistência a fratura de dentes não irradiados, incisivos apresentaram estatisticamente menores valores médios de resistência à fratura que pré-molares. Caninos e molares apresentaram os maiores valores médios de resistência a fratura e foram estatisticamente semelhantes.
3. Considerando os dentes submetidos à radioterapia, verificou-se que os incisivos apresentaram valor médio estatisticamente inferior aos demais dentes, que os pré-molares apresentaram resistência à fratura inferior aos caninos e semelhante aos molares. Os molares e caninos apresentaram valores médios de resistência semelhante entre si.
4. As deformações proximais de incisivos, caninos e pré-molares submetidos a radioterapia foram estatisticamente maiores quando comparadas aos respectivos dentes não submetidos a radioterapia.
5. Apenas a deformação proximal de pré-molares, irradiados ou não, foi influenciada pelo tipo de retentor, sendo maiores para PFV comparada a NMF.

6. Quando não submetidos à radioterapia, incisivos e pré-molares apresentaram maiores valores médios de deformação vestibular quando restaurados com PFV.
7. Os incisivos submetidos à radioterapia apresentaram semelhança estatística na deformação vestibular entre PFV e NMF.
8. Na análise de deformação vestibular de caninos, os grupos restaurados com PFV foram similares estatisticamente aos restaurados com NMF, independente da radioterapia.
9. O padrão de fratura dos dentes não submetidos a radioterapia pareceu ser mais favorável, ou passível de restauração, quando os dentes foram restaurados com pino de fibra de vidro, independente do tipo de dente.
10. O padrão de fratura para os dentes submetidos a radioterapia pareceu ser mais favorável para NMF quando apenas os incisivos foram considerados.

REFERÊNCIAS

1. Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. **J Can Dent Assoc.** 2008;74(5):441
2. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.** 2002;87(4):431-437.
3. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **J Prosthet Dent.** 2004;92(2):155-162.
4. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent.** 1992;20(3):131-139.
5. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont.** 2001;14(4):355-363.
6. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **Am J Dent.** 2000;13(Spec No):15B-18B.
7. Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Rönnlöf AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. **Eur J Oral Sci.** 2006;114(3):250-256.
8. Fränzel W, Gerlach R, Hein HJ, Schaller HG. Effect of tumor therapeutic irradiation on the mechanical properties of teeth tissue. **Z Med Phys.** 2006;16:148-154.
9. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. **Dent Mater.** 2006;22(10):934-941.
10. Guy Poyto H, Pharoah MJ. **Oral Radiology.** Toronto, Philadelphia: B. C. Decker, 1989;17-19. apud: Pioch T, Golfels D, Staehle HJ. An experimental study of the stability of irradiated teeth in the region of the dentinoenamel junction. **Endod Dent Traumatol.** 1992;8(6):241-244.

11. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. **Dent Mater.** 2006;22(5):477-485
12. 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):438-445.
13. Jervoe P. X-ray diffraction investigation on the effect of experimental and in situ radiation on mature human teeth – a preliminary report. **Acta Odontol Scand.** 1970;28(5):623-631.
14. Jham BC, da Silva Freire AR. Oral complications of radiotherapy in the head and neck. **Braz J Otorhinolaryngol.** 2006;72(5):704-708.
15. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Metha A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elements in Analysis and Design** 2001;37:587-601.
16. Kielbassa AM, Hinkelbein W, Hellwig E, Meyer-Lückel H. Radiation-related damage to dentition. **Lancet Oncol.** 2006;7(4):326-335.
17. Langlade M. **Diagnóstico Ortodôntico.** São Paulo: Editora Santos, 2002. 742p. Cap. Diagnóstico e Oclusão, p. 72-73.
18. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J Prosthet Dent.** 1999;82(6):643-657.
19. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent.** 1996;75(4):375-380.
20. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. **Eur J Oral Sci.** 2005;113(6):519-524.
21. Pioch T, Golfels D, Staehle HJ. An experimental study of the stability of irradiated teeth in the region of the dentinoenamel junction. **Endod Dent Traumatol.** 1992;8(6):241-244.

22. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. **J Prosthet Dent**. 2007;97(2):93-98.
23. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. **J Endod**. 2006;32(8):752-755.
24. Santos-Filho PCF, Castro CG, Soares PV, Soares CJ. Efeito do tipo e profundidade intra-radicular de retentores na distribuição de tensões - análise por elementos finitos. In: 23^a Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2006, Atibaia. **Braz Oral Res**, Supplement (Proceedings of the 23rd Annual SBPqO Meeting), 2006; 20:246.
25. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J**. 2008;41(6):493-501.
26. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod**. 2004;30(5):289-301.
27. Sendhilnathan D, Nayar S. The effect of post-core and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **Indian J Dent Res**. 2008;19(1):17-21.
28. Silva GR. **Resistência a fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas – avaliação mecânica e por extensometria**. [Dissertação] Uberlândia: FOUFU/UFU; 2007.
29. Silva NR. **Efeito da altura do remanescente coronário, do tipo de reconstrução interna e do tipo de coroa restauradora na deformação e resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente**. [Dissertação] Uberlândia: FOUFU/UFU; 2008.

30. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, Naves LZ, Soares PV, Santos Filho PCF, Pereira P. Effect of radiation on ultimate tensile strength of tooth structures. **J Dent Res**, in press, 2009
31. 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):421-429.
32. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res**. 2005;19(1):11-16.
33. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod**. 2007;33(5):603-606
34. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod**. 2008;34(8):1015-1019.
35. Soares PV. **Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução sequencial de estrutura dental**. [Tese] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.
36. Springer IN, Niehoff P, Warnke PH, Böcek G, Kovács G, Suhr M, Wiltfang J, Açil Y. Radiation caries – radiogenic destruction of dental collagen. **Oral Oncology** 2005;41:723-728.
37. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent**. 2005;93(4):331-336.
38. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont**. 2004;17(3):369-376.

39. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol**. 1985;1(3):108-111.
40. Vissink A, Burlage FR, Spijkervet FK, Jansma J, Coppes RP. Prevention and treatment of the consequences of head and neck radiotherapy. **Crit Rev Oral Biol Med**. 2003;14(3):213-225.
41. Walker R. Direct Effect of Radiation on the Solubility of Human Teeth In Vitro. **J Dent Res**. 1975, vol 54 no. 4
42. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. 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):1035-1044.
43. Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. **Braz Dent J**. 2008;19(4):329-333.

ANEXOS



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4531

**ANÁLISE FINAL Nº 363/07 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO
REGISTRO CEP/UFU: 131/07**

Projeto Pesquisa: *"Análise comparativa da resistência de incisivos, caninos, pré-molares e irradiados e não-irradiados restaurados com pinos pré-fabricados e NMF na distribuição de tensões, deformação e resistência à fratura"*

Pesquisador Responsável: Carlos José Soares

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.

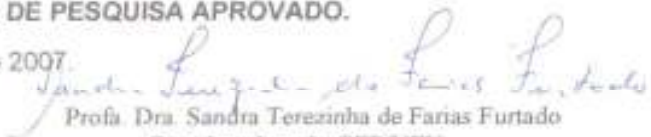
b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do Relatório Final: dezembro/2008.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO DE PESQUISA APROVADO.

Uberlândia, 28 de setembro 2007.


Profa. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.1) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve descontinuar a pesquisa conforme definida no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.2), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto no sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.1) que requerem ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.