

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Fernanda Ribeiro Santana

**Influência do tipo de retentor intra-radicular e
nível de remanescente dental coronário no
comportamento biomecânico de molares
tratados endodonticamente submetidos
ou não à radioterapia**

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

Fernanda Ribeiro Santana

**Influência do tipo de retentor intra-radicular e
nível de perda de estrutura dental coronária no
comportamento biomecânico de molares
tratados endodonticamente submetidos
ou não à radioterapia**

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 Vinícius Soares

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Carlos José Soares
Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares
Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior
Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes

Uberlândia, 2009



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 **FERNANDA RIBEIRO SANTANA** DO PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

Às quatorze 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 **FERNANDA RIBEIRO SANTANA** com o título: *Influência do tipo de retentor intra-radicular e nível de perda estrutural dental coronária no comportamento biomecânico de molares tratados endodonticamente submetidos ou não à radioterapia*. 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. Paulo César Simamoto Junior
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes
Titulação: Doutor
Universidade de Goiás - UFG

Aprovado/Reprovado

DEDICATÓRIA

À Deus

Obrigado Senhor por estar sempre ao meu lado orientando-me,
guiando meus passos e fazendo-me forte e perseverante sempre.

*“Um dia tive um sonho...
Sonhei que estava andando na praia com o Senhor
e no céu passavam cenas da minha vida.
Para cada cena que passava, percebi que eram
deixados dois pares de pegadas na areia:
um era meu, e o outro, do Senhor.
Quando a última cena da minha vida passou diante
de nós, olhei para trás, para as pegadas na areia,
e notei que muitas vezes, no caminho da minha vida,
havia apenas um par de pegadas na areia.
Notei também que isso aconteceu nos momentos
mais difíceis e angustiantes da minha vida.
Isso me aborreceu deveras,
e perguntei, então, ao meu Senhor:
- Senhor, tu não disseste que, tendo eu resolvido
te seguir, tu andarias sempre comigo,
em todo o caminho?
Contudo, notei que durante as maiores tribulações do
meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia.
Não compreendo por que, nas horas em que eu mais
necessitava de ti, tu me deixaste sozinho.
O Senhor me respondeu:
- Meu querido filho, jamais te deixaria.
Nas horas de prova e de sofrimento,
quando viste, na areia, apenas um par de pegadas,
eram as minhas.
Foi exatamente aí que te carreguei nos braços.”*

Aos meus pais, Eduardo e Margareth

Meus alicerces e exemplos de vida.

O mérito desta conquista e a realização deste sonho devem-se primeiramente ao esforço e dedicação de vocês, que ao longo desses anos trabalharam arduamente sacrificando muitos sonhos pessoais em favor da minha formação e das minhas irmãs. Agradeço a vocês pelo amor incondicional e por estarem sempre ao meu lado me encorajando nas horas difíceis e me aplaudindo nos momentos de vitória. Obrigado por me ensinarem a ser uma pessoa íntegra e honesta. Agradeço a Deus por ter me dado a graça de tê-los como pais, fonte de inspiração, apoio e ensino diário.

Amo vocês!!

Às minhas irmãs, Fabiana e Flávia

Deus também me concedeu a graça de ter vocês como irmãs. Vocês são fundamentais à minha vida, e mesmo distantes fisicamente e frente às intempéries da vida, nada abala o amor incondicional que sinto por vocês. Obrigado pelo amor, carinho, respeito, conselhos, incentivos e por estarem dispostas a me ajudar em qualquer situação. Admiro muito vocês e tenho orgulho de tê-las como irmãs. Vocês também foram fundamentais para esta conquista.

Amo vocês!!

À minha alma gêmea e meu grande amor, Elvis

A vida é um caminho cheio de surpresas e você foi a maior e melhor surpresa que ela me reservou. Agradeço a Deus todos os dias por ter você ao meu lado e por nosso amor forte, verdadeiro, leal e paciente. Sua cumplicidade e companheirismo foram fundamentais para esta grande vitória, e tenho certeza que unidos e alimentados por este amor ainda teremos muitas conquistas em nossa vida.

Obrigada por tudo! Te amo!!

*“Duas almas com um mesmo pensamento.
Dois corações que batem como um só.”*
(Friedrich Halm)

Você, meus pais e minhas irmãs são o maior tesouro que possuo e a razão da minha felicidade. Que Deus nos abençoe e conserve unidos!
Com certeza a família é a base de todas as nossas realizações!

À minha amiga, Carol

Não tenho palavras para expressar minha gratidão e alegria por ter dividido com você tantos momentos durante estes dois anos de mestrado. Tenho certeza que Deus nos aproximou no momento certo e possibilitou a construção desta grande amizade, que foi fundamental e decisiva para esta conquista.

Dividimos muitas alegrias, desabafos, conselhos... e também superamos juntas todas as dificuldades que apareceram em nosso caminho. E não foram poucas, não é amiga?

Guardarei você eternamente no meu coração, e vou sentir muita saudade da sua presença diária na minha vida. Agradeço também à sua família linda, pela torcida e carinho que sempre tiveram comigo. Obrigada por tudo querida amiga!! Torço muito por sua felicidade!!

*“Sem Deus não há vida, sem família não há base
e sem amigos não há mundo colorido.”* (Verena)

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Carlos José Soares

Meu mestre da Odontologia, que vem me guiando profissionalmente com dedicação incansável desde a iniciação científica até os dias de hoje, e tenho certeza que ao longo de minha carreira profissional. Admiro sua competência profissional, inteligência, determinação e dedicação. Agradeço por ter me dado a honra e a oportunidade de aprender e crescer profissionalmente ao seu lado. Agradeço também pela amizade, carinho, respeito e zelo ao longo desses anos de convivência. Enfim, obrigado por ser meu orientador amigo e amigo orientador.

“... O vencedor

*... não tem medo de ensinar tudo o que sabe para os seus alunos
porque compreende que aprende ensinando.*

*E ter alunos capazes é uma motivação
maior para se aperfeiçoar.”*

(Roberto Shinyashiki)

**Aos meus sogros, José Antônio e Josefina
e cunhados, Elaine e Adriano**

Mesmo distantes fisicamente, estiveram sempre presentes nesta caminhada por meio de orações e torcendo sempre para que tudo desse certo. Agradeço pelo carinho e respeito desde o primeiro encontro. É um prazer imenso poder fazer parte desta família!!

Aos meus sobrinhos, João Antônio e Davi

Vocês tornam minha vida mais alegre e colorida. Contem sempre com esta madrinha e titia que ama muito vocês!!!

À minha amiga, Cristina

Obrigado pela amizade, companheirismo, conselhos, apoio... enfim, por todos os momentos que passamos juntas.

Infelizmente não podemos estar próximas nos caminhos que escolhemos seguir, mas levo você em meu coração e torço pela sua felicidade e sucesso.

Obrigado por tudo querida amiga!!!

Ao amigo, Vitor

Obrigado por ter me trazido muita alegria, com este seu jeito brincalhão e divertido, durante a realização deste trabalho.

Agradeço pela amizade, apoio e zelo, sempre me dando uma carona até minha casa após um dia de trabalho.

Agradeço também pelo carinho e cuidado que teve com o meu pai.

Que Deus abençoe o seu relacionamento com a Carol!!

Torço muito pela felicidade e sucesso de vocês, meu casal predileto!!!

**Às amigas, Natércia, Liliane, Priscilla,
Ludmila e Márcia**

Conviver com vocês foi um grande presente de Deus.
Obrigada por tudo que vivemos juntas, pela amizade e apoio nos
momentos difíceis.
Guardo vocês em meu coração!!

À amiga Janaína

Você esteve presente no início desta caminhada, como minha co-orientadora de iniciação científica, e, ao longo destes anos, sempre pude contar com sua amizade e auxílio. Muito obrigada por tudo
querida amiga!!!

**Aos meus amigos, Andréa, Carol Assaf, Natália,
Marília, Luís Raposo, Rodrigo, Hugo, Fabiane,
Gabriela, Adriana, Gustavo, Bruno, Guilherme, Kely,
Anne, Maria Antonieta, Marina, Mayla, Thais, Thiago,
João Paulo**

pelo convívio, carinho, apoio, troca de conhecimentos e por fazerem
parte desta importante etapa de minha vida!
Desejo-lhes muita felicidade e sucesso!!!

**Às alunas de iniciação científica, Marina,
Pollyanna e Fabrícia**

Agradeço pela amizade, carinho, respeito, confiança e aprendizado
mútuo. Co-orientar vocês foi muito importante para a minha
formação. Muito obrigada!

**Aos Professores Paulo Vinícius, Paulo César,
Murilo, Gisele e Veridiana**

Obrigada pela amizade construída nestes anos de convivência, pelo carinho, incentivo, conselhos e pela disposição em me ajudar. Agradeço especialmente ao Paulo Vinícius pela co-orientação no mestrado e participação no processo de qualificação, e, ao Paulo César pelo auxílio neste trabalho.

Aos Professores Flávio Domingues e Biffi

Tenho grande admiração por vocês desde a graduação pelo exemplo de profissionalismo e competência. Agradeço pelo carinho, atenção e pelo enriquecimento deste trabalho durante o meu processo de qualificação.

Ao Professor Paulo César Simamoto

Tive a honra de ter sido aluna da sua primeira turma de graduação, da qual você foi patrono, e, desde então, tenho acompanhado e admirado sua brilhante trajetória profissional. Você também foi responsável pelo início desta caminhada, na seleção dos alunos de iniciação científica ao lado do Professor Carlos, e, ao longo destes anos, pude contar sempre com sua amizade e auxílio. Agradeço pela disposição em contribuir com este trabalho. Todas as considerações serão de grande importância para o êxito e conclusão desta obra.

Aos professores Lawrence e João Batista

Que apesar do pouco que os conheço me mostraram serem pessoas amáveis, educadas e extremamente competentes.

Agradeço pela disposição em contribuir com meu trabalho. Todas as considerações serão de grande importância para o êxito e conclusão desta obra.

Aos Professores Roberto Elias e Paulo Quagliatto

Profissionais extremamente competentes que admiro muito.

Agradeço por terem me dado a oportunidade e a honra de, ao lado de vocês, aperfeiçoar minhas habilidades e engrandecer meus conhecimentos por meio da especialização. Serei eternamente grata a vocês e ao professor Carlos por este presente.

Agradeço também pelo carinho, respeito e agradável convivência na dentística durante estes anos.

Aos professores da pós-graduação

Muito obrigada a todos pelos ensinamentos e por dividirem suas experiências.

Aos colegas da pós-graduação, graduação e da dentística

Agradeço pelo carinho, respeito e colaboração de diferentes formas na conclusão desta etapa. Muito obrigada!

Ao Sr. Advaldo

Agradeço pela dedicação, carinho e paciência com que sempre me atendeu, sempre disposto a encontrar soluções para todos os problemas. Agradeço também pelas palavras de incentivo, apoio e pela torcida. Muito obrigada!

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia, Abigail, Zélia, Nelson e Juliana

Agradeço pelo carinho, atenção e por terem sempre me ajudado nos momentos em que precisei.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

representada pelo Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, por ter me possibilitado 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 desta pesquisa.

Ao Hospital do Câncer de Uberlândia

que, por meio do Professor Antônio Arizza, realizou a irradiação das amostras deste 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.

Às empresas Angelus e 3M-ESPE

pelo apoio por meio da doação de material a esta pesquisa.

**A todos que passaram pelo LIPO durante estes 14
meses de trabalho**

Obrigado por terem sido motivo de alegria e descontração.

*“A felicidade aparece para aqueles que reconhecem a
importância das pessoas que passam em suas vidas.”*

(Clarice Lispector)

EPÍGRAFE

*A vida me ensinou...
A dizer adeus às pessoas que amo,
Sem tirá-las do meu coração;
Fazer de conta que tudo está bem quando isso não é verdade,
Para que eu possa acreditar que tudo vai mudar;
Calar-me para ouvir;
Aprender com meus erros,
Afim eu posso ser sempre melhor;
A lutar contra as injustiças;
Sorrir quando o que mais desejo é gritar
todas as minhas dores para o mundo;
A ser forte quando os que amo estão com problemas;
Ser carinhosa com todos que precisam do meu carinho;
Ouvir a todos que só precisam desabafar;
Amar aos que me machucam
ou querem fazer de mim depósito de suas frustrações;
Perdoar incondicionalmente,
Pois já precisei desse perdão;
Amar incondicionalmente,
Pois também preciso desse amor;
A alegrar a quem precisa;
A pedir perdão;
A sonhar acordada;
A acordar para a realidade (sempre que fosse necessário);
A aproveitar cada instante de felicidade;
A chorar de saudade sem vergonha de demonstrar;
Me ensinou a ter olhos para "ver e ouvir estrelas",
embora nem sempre consiga entendê-las;
A ver o encanto do pôr-do-sol;
A sentir a dor do adeus e do que se acaba, sempre lutando para preservar
tudo o que é importante para a felicidade do meu ser;
A abrir minhas janelas para o amor;
A não temer o futuro;
Me ensinou e está me ensinando a aproveitar o presente, como um presente
que da vida recebi, e usá-lo como um diamante que eu mesma tenha que
lapidar, dando-lhe forma da maneira que eu escolher.*

Fênix Faustine

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	16
RESUMO.....	17
ABSTRACT.....	19
1. INTRODUÇÃO.....	21
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	26
3. PROPOSIÇÃO.....	61
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	63
5. RESULTADOS.....	89
6. DISCUSSÃO.....	98
7. CONCLUSÃO.....	110
REFERÊNCIAS.....	112
ANEXOS.....	118

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Gy – Unidade de dose de radiação ionizante absorvida (Gray)
N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)
mm - Unidade de comprimento (milímetro)
min - Unidade de tempo (minuto)
° - Unidade de angulação (grau)
 α - Nível de confiabilidade
Kg – Unidade de massa (quilograma)
 $\pm$ - Mais ou menos
MPa - Unidade de tensão (Megapascal)
cm - Unidade de comprimento (centímetro)
 p - Probabilidade
Ni-Cr - Níquel-cromo
% - Porcentagem
s - Unidade de tempo (segundo)
rad - Unidade de dose de radiação ionizante absorvida (radiation absorbed dose)
M-D - Mésio-distal
V-L - Vestíbulo-lingual
PVC - Polivinil cloreto rígido
 $\emptyset$ - Diâmetro
n. - Número
Mo - Molibdênio
 μm – Unidade de comprimento (micrômetro)
bar – Unidade de pressão (bar)
 mW/cm^2 – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
ml – Unidade de volume (mililitro)
g - Unidade de massa (grama)
 mm^2 - Unidade de área (milímetro quadrado)
 Ω - Unidade de resistência elétrica (ohm)
Kgf - Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)
 μS – Unidade de microdeformação (microstrain)
DP – Desvio padrão
GPa - Unidade de tensão (Gigapascal)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do nível de perda de estrutura dental coronária e do tipo de retentor intra-radicular na resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de molares tratados endodonticamente submetidos ou não à radioterapia. Cento e quarenta molares mandibulares bi-radiculares humanos permanentes foram selecionados e divididos aleatoriamente em 14 grupos ($n=10$), incluindo 2 grupos controle (NiCont, dentes hígidos não-irradiados e ICont, dentes hígidos irradiados) e 12 grupos experimentais resultantes da interação entre 3 fatores em estudo: presença de radiação gama do cobalto 60 (I- irradiados; Ni- não-irradiados); nível de perda de estrutura dental coronária (Pp- perda parcial da coroa com remanescente de 2 mm; Pt- perda total da coroa) e inserção de retentor intra-radicular (Ar- ausência de retentor; Pfv- pino de fibra de vidro - Exacto, Angelus e Nmf- núcleo metálico moldado e fundido Ni-Cr). Nos grupos com Pp os dentes tiveram suas coroas reduzidas com lixas de carbetto de silício resultando em 2mm de remanescente coronário e para Pt a coroa foi totalmente removida, e em seguida foram tratados endodonticamente (TE). Os dentes dos grupos irradiados foram submetidos a 60 Gy de radiação gama do Cobalto 60, fracionado em 2 Gy diários, 5 dias/semana. Os retentores intra-radiculares e as coroas metálicas foram fixados com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M-Espe). A deformação radicular na proximal e vestibular foi mensurada por meio de extensômetros fixados na dentina, sob carregamento até 150 N a 0,5 mm/min aplicado com inclinação de 25° na superfície oclusal. Os dados de deformação foram submetidos à análise de variância fatorial (7×2) e teste Duncan ($\alpha=0,05$). A resistência à fratura (N) foi mensurada em máquina de ensaio mecânico e os dados submetidos à análise de variância fatorial (3×2) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Para comparação dos valores de resistência à fratura entre dentes Ni e I para cada grupo foi realizado o teste *t*-Student ($\alpha=0,05$). A distribuição do padrão de fratura foi analisada baseada no grau de envolvimento do dano na estrutura dental e no retentor. Os resultados indicaram que a presença de férula de 2 mm foi fator determinante na

resistência e padrão de fratura. Dentes não-irradiados restaurados com Pfv ou Nmf apresentaram resistência à fratura semelhante e superior aos dentes com ausência de retentor. Nos dentes não-irradiados com Pp houve predominância de fraturas catastróficas independente do tipo de retentor, enquanto nos com Pt apenas os restaurados com Nmf resultaram em fraturas catastróficas. A deformação na região vestibular de molares não-irradiados foi maior nos dentes hígidos e menor no grupo com PtAr. A inserção de Pfv reduziu a deformação vestibular em molares não-irradiados comparado ao grupo com PpAr. O tipo de retentor não influenciou a resistência à fratura dos dentes irradiados. Nos dentes irradiados com Pp predominaram fraturas catastróficas, e nos com Pt a ausência de retentor resultou em fraturas reparáveis, enquanto que os restaurados com Pfv e Nmf resultaram em fraturas catastróficas. A irradiação reduziu significativamente a resistência à fratura apenas para o grupo PpPfv.

Palavras chave: molar, pino de fibra de vidro, núcleo metálico moldado e fundido, radioterapia, resistência à fratura, extensometria.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of dental structural loss level and intra-radicular retainer type on the fracture resistance, fracture pattern and strain in endodontically treated molars submitted or not to radiotherapy. 140 permanent mandibular human molars were selected and randomly divided into 14 groups (n=10), including 2 control groups (NiCont, intact teeth non-irradiated and ICont, intact teeth irradiated) and 12 experimental groups resulting of the interaction among 3 study factors: presence of cobalt 60 gamma radiation (I- irradiated; Ni- non-irradiated); dental structural loss level (PL- coronal partial loss, remaining 2 mm; TL- coronal total loss) and intra-radicular retainer type (Ra- retainer absence; Gfp- glass fiber post - Exacto, Angelus e Cmp- cast Ni-Cr alloy post and core). For PL groups, teeth had their crowns reduced with silicon carbide papers resulting in 2 mm coronal remaining and for PT, the crown was completely removed. Then, they were endodontically treated (ET). Teeth of irradiated group were submitted to 60 Gy of cobalt 60 gamma radiation (2 Gy/day, 5 days/week). The intra-radicular retainers and metallic crowns were fixed with self-adhesive resin cement (RelyX U100, 3M-Espe). The buccal and proximal strain were measured by strain-gauges attached on external dentin, under load of 150 N at 0.5 mm/min applied with inclination of 25° on the occlusal surface. Strain data were submitted to two-way ANOVA (7X2) and Duncan test ($\alpha=.05$). Fracture resistance (N) were measured in mechanical testing machine and data were submitted to two-way ANOVA (3X2) and Tukey test ($\alpha=.05$). To compare fracture resistance values between teeth Ni and I for each group, *t*-Student test ($\alpha=.05$) was performed. The pattern of fracture was analyzed based on the degree of damage to the structure and retainer. Results indicated that 2 mm ferrule presence was a determinant factor on fracture resistance and fracture pattern. Non-irradiated teeth restored with Gfp and Cmp had similar fracture resistance and higher values than teeth without post. In non-irradiated teeth with PL there were prevalence of catastrophic fractures, while in teeth with TL only the restored with Cmp resulted in catastrophic fractures. Buccal strain in non-irradiated molars was higher in intact teeth and

lower in the group TLRa. Glass fiber post insertion decreased the buccal strain in non-irradiated molars compared to group PLRa. Retainer type did not influence the fracture resistance of irradiated teeth. In irradiated teeth with PL catastrophic fractures predominated, and with TL the retainer absence resulted in reparable fractures, while the restored with Gfp and Cmp resulted in catastrophic fractures. Irradiation significantly decreased the fracture resistance only in group PLGfp.

Key words: molar, glass fiber post, cast post and core, radiotherapy, fracture resistance, strain gauge test.

INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente apresentam maior risco à fratura em função da perda de integridade estrutural como consequência de cáries pré-existentes e preparos cavitários (Burke, 1992; Assif & Gorfil, 1994; Morgano et al., 2004; Schwartz & Robbins, 2004). A perda do teto da câmara pulpar provocado pelo acesso endodôntico associado à perda de dentina radicular pela instrumentação endodôntica (Burke, 1992; Morgano et al., 2004) e a alteração das propriedades físicas e mecânicas da dentina devido ao tratamento endodôntico (Burke, 1992; Schwartz & Robbins, 2004; Soares et al., 2007) são fatores adicionais que influenciam na resistência à fratura destes dentes. Apesar do potencial de fratura de dentes tratados endodonticamente ter sido estudado, atualmente ainda não foi estabelecida relação causal definida entre fratura e o tipo de restauração, e controvérsias relativas à qual material ou técnica seriam ideais para a reabilitação desses dentes permanecem (Salameh et al., 2006).

Assim, a restauração de dentes tratados endodonticamente têm sido grande desafio para a odontologia restauradora, pois geralmente, estes dentes possuem estrutura coronária insuficiente para reter o material restaurador, sendo necessária a utilização de retentores intra-radulares para viabilizar a reconstituição coronária (Morgano et al., 1996; Morgano & Brackett, 1999; Morgano et al., 2004; Cheung, 2005; Tan et al., 2005).

Embora retentores intra-radulares sejam necessários para reter os materiais de reconstrução coronária, eles não reforçam as raízes e, podem inclusive enfraquecê-las em função da remoção de dentina radicular no preparo para inserção do pino (Trope et al., 1985; Assif & Gorfil, 1994; Cheung, 2005; Soares et al., 2008a). Em molares, reconstruções coronárias retidas por pino podem ser necessárias se a destruição da estrutura coronária for extensa, caso contrário, as paredes dentinárias remanescentes da câmara pulpar parecem ser suficientes para reter a restauração (Morgano et al., 1996; Morgano & Brackett, 1999; Morgano et al., 2004; Schwartz & Robbins 2004; Cheung, 2005).

Núcleos metálicos moldados e fundidos apresentam boa resistência e adaptação ao canal radicular com espessura de cimento uniforme (Cheung, 2005). No entanto, existem desvantagens relacionadas à distribuição de tensões não homogênea (Assif & Gorfil, 1994; Joshi et al., 2001), e efeitos biológicos e estéticos devido à microinfiltração e corrosão (Cheung, 2005; Salameh et al., 2008). O emprego dos pinos de fibra proporciona melhor distribuição de tensões, devido ao módulo de elasticidade mais semelhante ao da dentina (Joshi et al., 2001; Akkayan & Gulmets, 2002; Barjau-Escribano et al., 2006), e estes podem, por meio de efetiva união ao cimento resinoso, aderir-se à estrutura dental, formando corpo único (Malferrari et al., 2003; Prisco et al., 2003; Cheung, 2005). Com isso, o complexo restaurador é capaz de mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Malferrari et al., 2003; Zarone et al., 2006; Silva, 2007; Santos Filho et al., 2008). Estes sistemas ainda utilizam técnica de inserção relativamente simples e consomem menor tempo clínico (Malferrari et al., 2003; Cheung, 2005).

Uma importante questão com relação à resistência à fratura é a quantidade de estrutura coronal remanescente. Tem sido relatado que ao restaurar dentes tratados endodonticamente com retentor/núcleo e coroa, o efeito férula deveria ser incorporado (Assif & Gorfil, 1994; Morgano et al., 1996; Morgano & Brackett, 1999; Morgano et al., 2004; Ichim et al., 2006). O efeito férula está relacionado ao abraçamento de 360° da coroa envolvendo o perímetro das paredes preparadas de dentina estendendo cervicalmente até o término do preparo (Morgano & Brackett, 1999; Morgano et al., 2004; Schwartz & Robbins 2004; Ichim et al., 2006). Contudo a realização da férula no preparo é determinada pela quantidade de estrutura coronal remanescente.

A presença de férula e o tipo de retentor são fatores que interferem significativamente no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nichols, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Akkayan, 2004; Tan et al., 2005; Ichim et al., 2006; Pereira et al., 2006; Silva, 2008). Entretanto, não

existem estudos prévios investigando o efeito combinado destes fatores em molares tratados endodonticamente.

Outro fator que pode exercer influência no comportamento biomecânico dos dentes é a radioterapia, que constitui forma terapêutica amplamente utilizada para o tratamento de neoplasias malignas da cabeça e pescoço, cuja finalidade é exterminar células neoplásicas para que haja redução ou desaparecimento do tumor (Jham & Freire, 2006). Entretanto, em função das reações dos tecidos à radiação ionizante, a radioterapia na região de cabeça e pescoço freqüentemente resulta em complicações no meio oral afetando glândulas salivares, mucosa oral, osso, musculatura mastigatória e dentes (Vissink et al., 2003; Jham & Freire, 2006; kielbassa et al., 2006). A radioterapia interfere diretamente nos tecidos dentais (Walker, 1975; Pioch et al., 1992; Jham & Freire, 2006; kielbassa et al., 2006) provocando mudanças físicas e químicas (Jervoe, 1970; Guy Poyto & Pharoah, 1989 citado por Pioch et al., 1992) e alteração de suas propriedades mecânicas (Franzel et al., 2006; kielbassa et al., 2006, Soares et al., 2009).

Associada a estas alterações, uma grande complicação da radioterapia é a cárie radio-induzida, altamente destrutiva com rápido início e progressão (Vissink et al., 2003; Springer et al., 2005; Jham & Freire, 2006; kielbassa et al., 2006). Nos molares, a cárie tende a se estender em todas as superfícies da coroa de forma generalizada, levando a aumento da friabilidade e incidência de fraturas coronárias durante a mastigação, com completa amputação da coroa em alguns casos (Pioch et al., 1992; Vissink et al., 2003; Kielbassa et al., 2006). Além disso, a hipovascularização decorrente da irradiação resulta em comprometimento da circulação no tecido pulpar (Springer et al., 2005). Assim, frente a estas alterações a terapia endodôntica se faz tratamento de escolha em muitos casos (kielbassa et al., 2006).

A associação das alterações na estrutura dental provocadas pela radioterapia com os efeitos da terapia endodôntica podem exercer maior influência na resistência mecânica do dente. Somado a isto, a

restauração de dentes irradiados tratados endodonticamente com perda considerável de estrutura coronária também gera dúvidas com relação à melhor alternativa restauradora no que diz respeito à inserção de retentor intra-radicular.

Diante deste contexto, parece pertinente avaliar a influência do nível de perda de estrutura dental coronária e do tipo de retentor intra-radicular na resistência, padrão de fratura e deformação em molares tratados endodonticamente submetidos ou não à radioterapia. Desta forma, gera-se a hipótese neste estudo de que o nível de perda de estrutura dental coronária e o tipo de retentor intra-radicular influenciam na deformação, resistência e padrão de fratura em molares mandibulares tratados endodonticamente submetidos ou não à radioterapia.

REVISÃO DE LITERATURA

1. DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE E REABILITAÇÃO DENTAL

Trope et al., em 1985, compararam oito métodos de restauração de dentes tratados endodonticamente. Sessenta e quatro incisivos superiores foram distribuídos aleatoriamente em 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 mm 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 compósito resinoso. Todos os dentes foram submetidos à carga compressiva com angulação de 50° em relação ao longo eixo radicular, até a fratura. Todos os dentes fraturaram de maneira similar, independente do tratamento realizado. Os autores concluíram que o preparo do canal para a cimentação de pino enfraquece o dente e que os pinos não aumentam a resistência à fratura dos dentes. Também verificaram que o preenchimento do canal radicular com compósito resinoso aumentou significativamente a resistência à fratura, quando comparado com as demais técnicas.

Em 1990, Sorensen & Engelman avaliaram a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente com várias formas de férula e

quantidade de estrutura coronária. Foram avaliados seis grupos: G1- ombro de 90°, ausência de extensão coronária e manutenção de 1 mm de estrutura dental axial (quantidade de estrutura dental entre a parede interna do canal e superfície externa do dente na margem do preparo); G2- ombro de 90° sem extensão coronária; G3- ombro inclinado de 130° da base do preenchimento à margem e toda estrutura dental acima do ângulo da linha axio-gengival foi removida; G4- ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1 mm de largura, sem extensão coronária; G5- ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1 mm de largura e 1 mm de extensão coronária; G6- ombro de 90° que termina em bisel de 60° com 1 mm de largura, e uma extensão coronária de 2 mm. Os pinos e preenchimento foram fundidos em liga de prata-paládio. As coroas também foram confeccionadas em liga metálica. Um milímetro de estrutura dental coronária acima da margem coronária aumentou substancialmente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. A espessura da estrutura dental axial na margem coronária não melhorou apreciavelmente a resistência à fratura.

Em revisão de literatura sobre a incidência, causas e métodos de investigação de fraturas dentais, Burke (1992) relatou que a fratura dental constitui 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 comum clinicamente e que este aumento no risco à fratura tem sido atribuído a diversos fatores como: a perda de estrutura dental em consequência da destruição por cárie, o efeito do preparo para acesso endodôntico e alteração de propriedades físicas e mecânicas da dentina devido à terapia endodôntica. Com relação à alteração das propriedades, o autor relata que dentes tratados endodonticamente apresentam redução de umidade, sendo mais friáveis e menos resistentes que dentes vitais. São discutidos ainda relatos da literatura a respeito das forças geradas durante a mastigação, concluindo que, uma vez

que valores de força de mordida até 800 N foram avaliados clinicamente, forças experimentais em torno deste valor apresentam relevância clínica.

Em 1994, Assif & Gorfil postularam considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente. Os autores citaram que estes dentes geralmente apresentam perda de estrutura dental por cárie, fratura e falha de restaurações prévias, diminuindo sua capacidade em resistir às forças mastigatórias. Apesar dos pinos serem indicados para retenção e reforço dental, os autores questionaram a utilização dos pinos com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais. Também relataram que pinos metálicos distribuem tensões de forma não-homogênea para as paredes radiculares. No presente estudo, demonstraram por meio de modelo matemático a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada pela face palatina, o dente sofre uma micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o pino. Desse modo, o pino estaria numa zona neutra de distribuição de tensões, tendo pequena influência na resistência dental. Além disso, citaram que quando o dente é restaurado com coroa protética com colar metálico de 2 mm envolvendo a margem dentária, os pinos não teriam influência na resistência desses dentes. A proteção contra a fratura poderia ser dada pelo efeito de abraçamento da coroa. Os autores concluíram o artigo afirmando que todos os dentes restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por colar metálico.

Libman & Nicholls, em 1995, investigaram incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos moldados e fundidos e coroas metálicas totais. Quatro diferentes alturas de férula foram avaliadas: 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2 mm. Os controles foram incisivos centrais com coroas totais metálicas sem pino e núcleo. Uma carga de 4 Kg foi aplicada com angulação

de 135° ao longo eixo do dente. Esta carga foi aplicada de forma cíclica com 72 ciclos por minuto. A primeira variável foi a altura da férula. A variável independente foi o número de ciclos requeridos para causar falha preliminar. A falha preliminar foi definida como o rompimento da camada de cimento entre coroa e dente. Extensômetro foi usado para evidenciar a falha preliminar. Os resultados do estudo mostraram que férulas de 0,5 e 1 mm falharam com um número de ciclos menor que férulas de 1,5 e 2 mm.

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 deve ser o 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, realizaram 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. Vários tópicos foram discutidos 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 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 em parte da porção dos canais radiculares. A retenção do núcleo pode ser aumentada pela inserção de um ou mais pinos intraradiculares 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 tensões geradas por forças oclusais para a raiz resultando em predisposição à 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 dental coronária 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.

Em 2001, Joshi et al. objetivando avaliar a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente, realizaram análise por elementos finitos tridimensional, e observaram que a distribuição de tensões em cada sistema é dependente da rigidez 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 à 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 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 constitui em grande vantagem, uma vez que geralmente fraturas radiculares indicam a extração do dente. Finalizando, os autores indicaram 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, considerando que dentes tratados endodonticamente têm maior probabilidade de fratura no futuro.

Em 2002, Akkayan & Gülmez compararam o efeito de pinos de titânio, zircônia, quartzo e fibra de vidro na resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente 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 levados em consideração, 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.

O trabalho de Ahlberg et al. (2003) foi utilizado neste estudo para mostrar as forças máximas de mordida registradas na região de molar. Os autores mensuraram a máxima força de mordida (MFM) na região de molar, e examinaram se a MFM estava associada à desordem temporo-mandibular (DTM), sexo, oclusão (sobressaliência, sobremordida e número total de contatos oclusais) e índice de massa corpórea (IMC). A MFM foi medida usando um método calibrado em 384 pacientes (196 homens e 188 mulheres). Os outros fatores foram obtidos por meio de questionário incluindo os sintomas de DTM e avaliação clínica. A média de MFM na região de molar foi

significativamente maior em homens (878 ± 194 N) do que em mulheres (690 ± 175 N). Desconforto na articulação temporo-mandibular foi negativamente significativa associado à MFM na região de molar. Nenhuma associação entre MFM e IMC foi encontrada.

Dejak et al., em 2003, por meio da análise de elementos finitos, mostrou considerável concentração de tensões no esmalte oclusal e na junção esmalte-dentina em um modelo bidimensional do primeiro molar mandibular, resultantes da aplicação estática de três forças verticais de 66,6N cada, paralelamente ao eixo longitudinal do dente. Na dentina, as tensões foram distribuídas simetricamente em relação à câmara pulpar. Com esta aplicação de carga, eles relataram que o valor máximo das tensões no esmalte foi 45,9 MPa e na dentina foi 10,4 MPa. Utilizando elementos de contato entre modelos de um molar mandibular e a coroa do molar maxilar correspondente, eles também simularam o apertamento entre os dentes em máxima intercuspidação. A pressão máxima foi exercida no meio da superfície oclusal do molar mandibular. Isto causou alta concentração de tensões no esmalte na cúspide vestibular do molar mandibular, onde o contato ocorreu com o dente maxilar. O valor máximo de tensões no esmalte com o apertamento entre os dentes foi de 65,6 MPa e na dentina foi de 13 MPa.

MalFerrari et al., em 2003, realizaram um estudo de acompanhamento clínico prospectivo com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevida de 180 dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de quartzo e resina composta associado a coroa metalocerâmica ou coroa em cerâmica pura, ao longo de um período de 30 meses. Os parâmetros considerados como falha clínica foram deslocamento, falha na cimentação ou fratura do pino; fratura radicular ou do núcleo e falha na cimentação da coroa ou prótese. Os pacientes foram avaliados em 6, 12, 24, e 30 meses. A taxa de falhas foi de 1,7% ao longo do período de 30 meses, porém foi possível substituir a restauração em três casos. Desta forma, os autores concluíram que considerando este período, a reabilitação de dentes tratados endodonticamente

com pinos de fibra mostrou bons resultados clínicos. Indicaram ainda que em combinação com sistemas adesivos/cimentos resinosos/resina composta, pinos de fibra apresentam características similares às da dentina, possibilitando formação de um sistema com propriedades homogêneas e características físicas similares à estrutura dental. Adicionalmente, relataram que pinos de fibra utilizam técnica de inserção relativamente simples e consomem menor tempo clínico. A associação do comportamento mecânico favorável com estética satisfatória são pontos que reforçam o emprego destes pinos na prática clínica.

Prisco et al. (2003) avaliaram a resistência mecânica de 4 sistemas de pinos, por meio do teste pull-out, e a distribuição de tensões na camada de cimento utilizando o método de elementos finitos. Quarenta terceiros molares foram selecionados para obtenção de 40 discos de dentina coronal (2 mm). Um orifício foi confeccionado no centro de cada fatia para cimentação de pinos de diferentes sistemas. Quatro grupos foram formados de acordo com a combinação pino/cimento resinoso: grupo 1, pino de fibra de carbono (Compositpost, *RTD*) + cimento resinoso autopolimerizável (C&B, *Bisco*); grupo 2, pino híbrido (White Aesthetic Plus, *RTD*) + C&B; grupo 3, pino de fibra de vidro (Aesthetic Post, *RTD*) + C&B; e grupo 4, pino de fibra de vidro (Light-Post, *RTD*) + cimento dual (Duo Link, *Bisco*). Os espécimes foram cimentados e polimerizados por 40s para verificar se a fotopolimerização tem influência nas propriedades adesivas. Os resultados demonstraram não haver diferença significativa entre as propriedades adesivas dos diferentes pinos usados, com distribuição de tensões semelhante nas camadas de cimento.

De acordo com Zhi-Yue & Yu Xing (2003) estudos sobre o efeito do formato do pino e da férula na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente são controversos. Propuseram-se a analisar, *in vitro*, o efeito do formato de pinos e da férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com coroas totais metalocerâmicas. Quarenta e oito dentes receberam tratamento endodôntico e foram distribuídos

em 4 grupos de 12 elementos ($n=12$). Os seguintes tratamentos foram avaliados: grupo A, dentes restaurados com coroas metalocerâmicas como grupo controle; grupo B, 2 mm de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo C, ausência de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo D, 2 mm de férula/pino metálico pré-fabricado + núcleo de preenchimento/coróa total. As amostras foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (sem a simulação do ligamento periodontal) e acopladas à máquina de ensaio universal formando 135° com o longo eixo dental a 0,02 cm/min. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os quatro grupos estudados ($p<0,01$). A associação de 2 mm de férula/núcleo metálico fundido/coróa total apresentou os maiores valores de resistência à fratura ($1793,59 \pm 387,93$ N). Não houve diferença de resistência à fratura entre os outros três grupos. Os autores concluíram que a presença de férula melhora a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com núcleo metálico moldado e fundido.

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

Morgano et al., em 2004, relataram que dentes tratados endodonticamente apresentam perda de estrutura dental resultante da presença de restaurações prévias, cáries e realização de acesso endodôntico para terapia endodôntica. Conseqüentemente, estes dentes requerem restauração que conserve e proteja a estrutura dental remanescente. Embora existam inúmeros materiais novos para a restauração de dentes tratados

endodonticamente, o prognóstico destes dentes é dependente primeiramente da aplicação de princípios biomecânicos. Assim, os autores abordaram considerações sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente, indicando que estes dentes geralmente requerem a inserção de retentor intra-radicular. Um pino longo com manutenção de selamento apical de 4 a 5 mm associado a coroa total com inclusão do efeito férula, proporciona a maior chance de sucesso. Núcleos metálicos moldados e fundidos são geralmente recomendados para dentes anteriores e para a maioria dos pré-molares, e pinos pré-fabricados com núcleos diretos são freqüentemente preferidos para molares. Coroas totais ou overlays recobrimdo todas as cúspides são recomendadas para todos os dentes posteriores tratados endodonticamente para reduzir as chances de fratura destes dentes.

Schwartz & Robbins (2004) com o objetivo de apresentar princípios baseados em evidências nas perspectivas restauradoras e endodônticas, realizaram revisão de literatura sobre colocação de pinos intra-radulares enfatizando elementos decisivos para a restauração de dentes tratados endodonticamente. 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-radulares, 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. Desta 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. Para molares, a não ser 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. 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 reparáveis. Dentes restaurados com pinos menos rígidos, como pinos de fibra, tendem a causar fraturas passíveis de restauração. A possibilidade de recuperação ou reabilitação deve ser considerada durante o planejamento de restauração com pinos intra-radulares, 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 a 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-radulares. 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-radulares. 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 radulares. 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 à 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-radulares pode ser usada com sucesso, se esses princípios forem seguidos, no entanto, alguns pinos devem ser excluídos devido à inadequada resistência e dificuldade de reparo. Pinos de fibra provavelmente continuarão sendo mais utilizados, dentro da hipótese de que estudos clínicos em longo prazo relatarão níveis de sucesso similares aos de curto prazo já publicados.

Em 2004, Torbjörner & Fransson realizaram revisão de literatura a respeito de fatores biomecânicos que afetam o tratamento reabilitador de dentições comprometidas, enfatizando dentes tratados endodonticamente. Em análise sobre tipos de estudos abordando tratamentos com pinos e núcleos, os autores fizeram a importante observação que achados *in vitro* podem oferecer guias de discussão, mas um baixo nível de evidência devido à complexidade das condições intra-orais. Citaram que algumas técnicas como análise 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 observaram que diversos estudos *in vitro* são conduzidos diretamente sobre o núcleo/pino e consideraram esta 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. Além disso, comentaram que os valores de resistência à 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 analisaram estudos *in vivo*, diferenças

notáveis nas taxas de falhas para diferentes sistemas de pinos não foram 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 observaram 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 baixo 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 foi que a geometria da prótese utilizada é provavelmente fator mais importante para a longevidade de estruturas endodonticamente comprometidas que o tipo de pino usado.

Cheung, em 2005, verificou que a decisão clínica de como restaurar dentes tratados endodonticamente com relação à inserção de pino é um desafio para os profissionais. Assim, por meio de artigos citados no MEDLINE/PubMed a respeito de dentes tratados endodonticamente, pinos e núcleo, o autor conduziu revisão dos princípios para o uso de pinos abordando a necessidade de utilização destes, os diferentes tipos de pinos com relação aos materiais e forma, critérios e técnicas de preparo para inserção e cimentação do pino. Como resultado desta revisão, o autor concluiu que pinos não reforçam o dente e tem como função reter o núcleo, se o remanescente dental coronário não for suficiente para suportar a restauração coronária final. Com relação a molares tratados endodonticamente, a câmara pulpar e a maior quantidade de estrutura dental parecem ser suficientes para reter a restauração. Quando um pino é requerido como resultado da extensa perda de

estrutura dental, ele deve ser posicionado no canal mais largo e retilíneo para evitar enfraquecimento da raiz durante o preparo para inserção do pino e evitar perfuração da raiz em canais curvos. O canal distal em molares mandibulares e o palatino nos maxilares usualmente são os melhores canais para a inserção do pino. Considerando os diferentes tipos de pinos, o autor relata que os núcleos metálicos moldados e fundidos têm sido utilizados por décadas com alta taxa de sucesso, em função de apresentarem alta resistência mecânica para suportar as forças oclusais. Entretanto, sua rigidez é considerada como uma desvantagem que pode predispor à fratura radicular. Adicionalmente possuem desvantagens com relação ao tempo de confecção, corrosão e estética. Ao contrário, pinos pré-fabricados de fibra possuem resistência menor que os Nmf, porém possuem módulo de elasticidade próximo ao da dentina que possibilitam menor incidência de fraturas radiculares. Além disto, estes podem aderir-se a resina composta de preenchimento e por meio de cimentos resinosos aderir ao dente. Também não causam alergia e nem sofrem corrosão além de oferecer boa estética. Para o preparo do canal para inserção do pino, o conhecimento da anatomia radicular dos diferentes dentes é importante para evitar erros, uma vez que o preparo é associado com alto risco de perfuração radicular e também pode afetar o selamento apical. O método térmico de remoção da gutta-percha por meio de calcadores aquecidos é seguro, mas consome maior tempo clínico. Quando o preparo mecânico for preferido, este deverá ser realizado por meio de brocas Gates-Glidden usadas em baixa velocidade previamente à utilização de brocas próprias para o preparo para inserção do pino. Aceita-se geralmente que o comprimento do pino não deve afetar o selamento apical, assim 3 a 6 mm de gutta-percha devem ser preservados apicalmente. A largura do pino não deve exceder um terço da largura da raiz em sua dimensão mais larga. O mínimo de 1 mm de dentina deve ser mantida circunferencialmente, principalmente na região apical onde a raiz é mais estreita e tensões são concentradas. A cimentação de pinos com cimentos resinosos parecem oferecer melhor retenção, menor microinfiltração e maior resistência à fratura. Entretanto, a cimentação de um pino com cimento resinoso deve ser realizada meticulosamente, uma vez que este procedimento

envolve uma técnica sensível. Finalmente, embora existam inúmeros materiais promissores com indicações definidas, estudos clínicos longitudinais são necessários e os clínicos devem estar atentos a isto na seleção destes materiais.

O trabalho de Cosme et al. (2005) foi utilizado neste estudo para mostrar as forças máximas de mordida registradas na região de primeiro molar. Os autores avaliaram a relação entre a máxima força voluntária de mordida (MFM) e a presença de bruxismo em 80 pacientes adultos dentados (40 homens, 40 mulheres, com idade entre 20 e 38 anos), controlando o sexo, o índice de massa corpórea (IMC) e a presença de dor muscular orofacial durante a mensuração da MFM. MBF foi medida por meio de transdutores na região do primeiro molar. Informação a respeito do bruxismo foi coletada por meio de relato de bruxismo durante o dia ou noite e presença de desgaste dental. A média e desvio padrão de MFM para pacientes sem bruxismo foi 859 ± 304 N e para os com bruxismo foi 806 ± 282 N, com semelhança estatística entre eles. IMC e presença de dor orofacial não foram variáveis significantes em relação à MFM. O sexo foi estatisticamente significativo para MFM, sendo que homens (1009 ± 290 N) apresentam maior valor de MFM comparado a mulheres (668 ± 179 N), mas não houve interação entre sexo e bruxismo em relação à MFM. Os autores concluíram que pacientes com ou sem bruxismo não apresentam força voluntária máxima de mordida diferente, considerando esta amostra de adultos jovens dentados.

Naumann et al., em 2005, 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. O total de 149 pinos de fibra de vidro inseridos 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 à análise do tipo de dente 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, enquanto nos dentes posteriores a força é predominantemente vertical compressiva. Nesse contexto, a região anterior superior pode ser considerada 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.

Em 2005, Soares et al. publicaram artigo fundamental para nortear o método e os materiais empregados para simulação da movimentação do dente no interior do alvéolo. Os autores compararam a resistência à fratura de incisivos bovinos, inseridos em alvéolo artificial de resina acrílica ou resina de poliestireno, com ligamento periodontal simulado com três materiais: poliéter; polissulfeto e borracha de poliuretano. O conjunto foi submetido à carga de compressão tangencial na borda incisal dos dentes, a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dentária. Os padrões de fratura foram analisados em quatro diferentes níveis: 1 – fratura coronária; 2 – fratura na junção cimento-esmalte; fratura radicular parcial; 4 – fratura radicular total. Os autores encontraram diferença estatisticamente significativa entre os métodos de inclusão, principalmente em relação aos padrões de fratura e concluíram que a simulação do ligamento periodontal é fundamental, sendo que a associação da resina de poliestireno para inclusão e o material à base de poliéter (Impregum F) parece ser o método mais adequado de inclusão de dentes em ensaios de resistência à fratura. 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 afirmam que a distribuição do padrão de fratura é o principal parâmetro em análises comparativas, uma vez que apenas os valores de resistência à fratura observados em estudos in vitro parecem ser diferentes dos valores intra-orais observados quando um dente fratura.

Tan et al. (2005) avaliaram a resistência à fratura de cinquenta incisivos centrais superiores humanos divididos em quatro grupos: dente não tratado endodonticamente restaurado com coroa metálica em liga de ouro; dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa metálica sem o uso de pino; dentes com férula de 2 mm restaurados com núcleo metálico fundido em liga de ouro e coroa metálica; dentes com férula não uniforme de 0,5 mm nas proximais e de 2 mm nas faces vestibular e lingual restaurados com núcleo metálico e coroa metálica; e os dentes sem férula restaurados com núcleo metálico e coroa metálica. Os dentes com férula não uniforme foram mais efetivos na resistência à fratura do que os dentes sem férula, mas não tão efetivos quanto os dentes com férula uniforme de 2 mm. Os dentes vitalizados restaurados com coroa, dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa sem o uso de retentores e os dentes com férula uniforme de 2 mm restaurados com núcleo metálico fundido e coroa apresentaram resistência à fratura semelhantes entre si. O padrão de falha das amostras foi o mesmo para todos os grupos, com modo predominante de fratura oblíqua estendendo da margem lingual para a superfície vestibular logo abaixo da inserção do dente na resina acrílica de inclusão, que simula o alvéolo dental. Assim, os autores concluíram que, se possível, férula circunferencial uniforme de 2 mm deveria ser realizada em incisivos centrais maxilares tratados endodonticamente restaurados com núcleo metálico fundido e coroa.

Barjau-Escribano et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura e distribuição de tensões em incisivos superiores restaurados com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares. O efeito do uso dois materiais diferentes

(fibra de vidro e aço inoxidável) com módulo de elasticidade significativamente diferente foi estudado. Primeiramente, teste experimental de resistência à fratura foi executado. Os dentes eram seccionados na junção cimento-esmalte tratados endodonticamente e restaurados com pinos e coroas. Em seguida, o método de elementos finitos foi associado para verificar o padrão de distribuição de tensões no dente restaurado. Os resultados indicaram que os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável necessitaram de força significativamente menor para a falha do que os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (520 N versus 803 N). Os pinos de aço inoxidável induziram maior concentração de tensões, indicando pior desempenho biomecânico. Assim, os autores concluíram que os sistemas de pino, em que o módulo de elasticidade seja similar ao da dentina têm melhor desempenho biomecânico.

Fokkinga et al., em 2006, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares severamente destruídos com diferentes sistemas de pinos, restaurados com coroas totais metálicas. 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 1,2 mm. As amostras foram testadas em inclinação de 30° usando uma barra cilíndrica de 2 mm 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 este 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 lado oposto. Outro aspecto abordado é 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 relataram que a carga aplicada é inicialmente transferida para a férula e posteriormente para a raiz. Nessas condições o possível efeito positivo ou negativo do pino não parece existir.

Finalmente observaram que as fraturas radiculares podem ser relacionadas ao ápice do retentor.

Gerth et al. (2006) em análise química da reação de adesão do cimento resinoso auto-adesivo RelyX Unicem, observaram que quando aplicado sobre dentina, este interage apenas superficialmente sem aparente formação de tags, apresentando uma intensa interação química com a hidroxiapatita. Este padrão de adesão observado é semelhante ao formado quando são realizados experimentos com ácido polialquenoico e hidroxiapatita. Ligações iônicas entre grupos carboxílicos e ácido polialquenoico indicam interação entre os grupos funcionais carboxílicos e hidroxiapatita.

Ichim et al. (2006) observaram o efeito da altura da férula na resistência mecânica e distribuição de tensões dentro da raiz para explicar variações no padrão de fratura radicular. Foram gerados cinco modelos de dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleo e coroa metálica com diferentes alturas de férula 0 mm, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2 mm. Relataram que sem a férula a coroa inclina para vestibular e rotaciona, com o ângulo incisal distal sendo mais deslocado em direção vestibular comparado a borda incisal mesial. Com o aumento da altura da férula esse deslocamento e rotação da coroa reduziu, tendo máxima redução nos grupos com férula acima de 1,5 mm. Assim, a presença da férula reduz o braço axial da força de rotação, reduzindo a flexão sobre o pino e consequentemente, reduzindo o potencial para ruptura da união do cimento ao dente e fratura do pino. Nos grupos com férula, houve níveis mais altos de tensões de tração na dentina palatina radicular na margem cervical do preparo, e com o aumento da férula a área sob tensões de tração na dentina palatina expandiu ao longo da margem cervical. Os autores confirmaram que a férula aumenta a resistência mecânica de restaurações com coroa/núcleo/pino reduzindo o potencial de deslocamento (vestibular e rotação axial). Entretanto, a férula cria maior área sob tensões de tração na dentina palatina que constitui condição favorável para o desenvolvimento de trincas.

Pereira et al., em 2006, relatou que fratura radicular é a complicação mais séria seguida da restauração de dentes tratados endodonticamente. Assim, os autores compararam a resistência à fratura de caninos tratados endodonticamente variando o tipo de retentor e a quantidade de dentina coronária remanescente, com dimensões de férula correspondentes ao remanescente. 50 caninos foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em 5 grupos (n=10): grupo controle- dentes com núcleo metálico moldado e fundido (Nmf); grupo 0 mm- dentes sem remanescente coronário (ausência de férula); grupos 1 mm, 2 mm, 3 mm- dentes com 1 mm, 2 mm e 3 mm de remanescente coronário (1, 2, 3 mm de férula), respectivamente. Com exceção do grupo controle, todos os dentes foram restaurados com pino pré-fabricado de aço inoxidável e resina composta. Todos os dentes foram restaurados com coroa total metálica. A resistência à fratura foi medida em uma máquina de ensaio mecânico a 45° em relação ao longo eixo do dente, até a fratura. Diferenças significantes ($p<0,001$) foram encontradas entre os grupos, sendo que o grupo controle (Nmf) e o grupo com férula de 3 mm/pino pré-fabricado metálico apresentaram maiores valores de resistência à fratura comparado ao grupo sem férula/pino pré-fabricado metálico. Com relação ao padrão de fratura, todas as fraturas no grupo controle foram radiculares, e todas as fraturas no grupo sem férula foram no núcleo de preenchimento. A maior parte das fraturas nos outros grupos ocorreu devido à falha na cimentação da coroa. Os autores concluíram que a maior quantidade de remanescente coronário aumenta a resistência à fratura de caninos tratados endodonticamente.

Salameh et al., em 2006, relataram que apesar do potencial de fratura de dentes tratados endodonticamente ter sido estudado, atualmente ainda não foi estabelecida relação causal definida entre fratura e o tipo de restauração, e controvérsias relativas à qual material ou técnica seriam ideais para a reabilitação destes dentes permanecem. Assim, os autores compararam a resistência à fratura e padrão de fratura de noventa molares mandibulares restaurados usando resina composta com ou sem pinos pré-fabricados de fibra

de vidro, com relação ao número de paredes cavitárias residuais. Cinco tipos de restaurações foram realizadas correspondendo aos diferentes defeitos de parede, sendo estes classificados em 5 grupos; 1- paredes coronárias permaneceram intactas; 2- parede distal do dente foi removida; 3- paredes mesial e distal removidas criando uma cavidade mésio-ocluso-distal; 4- paredes mesial, distal e vestibular removidas; 5- porção coronária totalmente removida 1 mm acima da junção amelo-cementária. Os grupos foram divididos em 2 dois subgrupos correspondentes ao uso ou ausência de pinos de fibra. Os autores concluíram que a resistência à fratura de molares mandibulares tratados endodonticamente restaurados com resina composta é afetada pelo número de paredes residuais, tendo maior resistência o grupo com maior número de paredes. A resistência não foi afetada pelo uso ou não de pino de fibra, entretanto o uso de pinos pré-fabricados de fibra otimizou os padrões de fratura.

Soares et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura de restaurações de cerâmica reforçada com leucita cimentadas sobre molares com diferentes preparos cavitários. As amostras foram submetidas a carregamento axial sem inclinação com esfera metálica de 6 mm de diâmetro sob velocidade de 0,5 mm/min em máquina de teste mecânico (DL2000, EMIC) até a fratura. Esta 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 com restaurações cerâmicas reforçadas com leucita.

Zarone et al. (2006) avaliaram, pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado com o dente hígido. Foi aplicada no modelo tri-dimensional do incisivo, força estática arbitrária de 10 N, num ângulo de 125° em relação à

superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados: dente restaurado com pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e com coroa cerâmica feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica feldspática, núcleo e coroa em cerâmica feldspática confeccionada no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica com alumina, núcleo e coroa em cerâmica com alumina confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes àsquelas da dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

Em 2007, Silva avaliou o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência, 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 intra-radulares metálicos fundidos em níquel-cromo e pino de fibra de vidro com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos, os canais radulares foram alargados na

profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina remanescente em 0,5 mm 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 à 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 100 N. 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 et al., em 2007, avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e tempo de armazenagem na resistência flexural e coesiva da dentina radicular. 80 dentes bovinos foram divididos em dois grupos ($n=40$): 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 (n=10). Os dentes foram seccionados no longo eixo obtendo duas metades. Uma metade foi usada para confecção de barras de dentina para realização do ensaio de resistência flexural de 4 pontos, e a outra metade para obtenção de fatias nas quais foram confeccionadas constrições resultando em ampulhetas para o ensaio de microtração. As amostras foram submetidas aos ensaios e os dados obtidos foram analisados estatisticamente. 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 está presente no cimento obturador.

Em 2008, Menezes et al. avaliaram a influência da composição do cimento endodôntico e o tempo decorrido entre a obturação e fixação do pino de fibra de vidro na adesão à dentina intra-radicular. Sessenta raízes de incisivos bovinos foram instrumentadas e divididas aleatoriamente em 5 grupos (n=12): 1- (CI) sem obturação, controle; 2- (SI) obturação com cimento a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26) e fixação imediata do pino; 3- (S7) obturação com Sealer 26 e fixação do pino após 7 dias; 4- (EI) obturação com cimento a base de óxido de zinco e eugenol (Endofill) e fixação imediata do pino e 5- (E7) obturação com Endofill e fixação do pino após 7 dias. Os pinos de fibra de vidro (Reforpost) foram fixados por meio de sistema adesivo convencional (Scotchbond Multi-Use) e cimento resinoso dual (RelyX ARC). Em cada grupo, 10 raízes foram seccionadas transversalmente, obtendo dois discos de 1 mm de espessura para cada terço: cervical (TC), médio (TM) e apical (TA) da porção radicular aliviada, e submetidos ao teste mecânico de micropush-out com velocidade de 0,5 mm/min. Os outros 2 dentes de cada grupo foram analisados por microscopia eletrônica de varredura, para análise da interface adesiva. Os autores concluíram que o cimento de óxido de zinco e eugenol

interferiu negativamente na adesão do cimento resinoso à dentina radicular em toda sua extensão quando o pino foi cimentado imediatamente, e no terço apical quando o pino foi fixado após 7 dias. A resistência adesiva decresceu no sentido coroa-ápice em todos os grupos estudados.

Salameh et al., em 2008, avaliaram a influência de pinos de fibra na resistência à fratura de molares tratados endodonticamente com diferentes perdas coronárias restaurados com coroa cerâmica de zircônia. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em três grupos com relação à perda coronária: Grupo 1- as paredes distal e mesial foram removidas criando uma cavidade méso-ocluso-distal, o acesso cavitário envolveu abertura de 4 mm de largura, a margem cervical foi posicionada 1 mm apical à junção cimento-esmalte resultando em 60% de estrutura coronal remanescente; Grupo 2- as paredes distal, mesial e vestibular foram removidas, e o mesmo critério de preparo usado no grupo 1 foi adotado resultando em 20% de estrutura coronal remanescente; Grupo 3- a coroa inteira foi removida 1 mm acima da junção cimento-esmalte simulando completa perda dos tecidos dentais coronários. Após o tratamento endodôntico, metade das amostras receberam núcleos de preenchimento em resina sem inserção de pino (controles), e na outra metade foi inserido pino pré-fabricado translúcido. Este pino foi selecionado baseado no consenso recente em relação aos efeitos adversos biológicos e estéticos de pinos metálicos. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo Rely X Unicem. Coroas cerâmicas de zircônia foram cimentadas em todos os dentes utilizando o mesmo cimento resinoso. As amostras foram testadas até a fratura e examinadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). A análise estatística revelou que os grupos com inserção de pino de fibra apresentaram maior resistência à fratura e padrão de fratura favorável comparado aos controles. Na análise em MEV as amostras com pino de fibra demonstraram delaminação da camada superficial da cerâmica com o coping em zircônia permanecendo intacto. Entretanto, os grupos sem pino de fibra apresentaram micro-trincas no núcleo de preenchimento resultando em perda do suporte da coroa cerâmica. Os autores concluíram que a inserção de pino

de fibra melhorou o suporte de coroas cerâmicas, e afirmaram que pinos são capazes de transmitir parte das tensões geradas pelo carregamento para os canais radiculares preparados, distribuindo a carga sobre maior área de estrutura dental, resultando assim em maiores valores de resistência à fratura.

Em 2008, Santos-Filho et al. 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 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 (10 mm, 7,5 mm e 5 mm), sendo superior aos pinos metálicos na extensão de 5 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.

Silva relatou em 2008 que a restauração de dentes tratados endodonticamente é importante aspecto na prática odontológica e envolve inúmeras opções de tratamento com inúmeras variáveis. O autor 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. 180 raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 2 grupos (n=90) e preparadas com férula (Fe) e sem férula (NFe). Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos (n=30). Os dentes foram reconstruídos com núcleo metálico fundido em Ni-Cr (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 ($n=15$) 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 100 N 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 usando ANOVA em 3 níveis e teste de Tukey ($p=0,05$). 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.

Soares et al. (2008a) avaliaram a resistência à fratura em pré-molares mandibulares tratados endodonticamente restaurados com resina composta associada ou não a pino de fibra de vidro, e relacionaram o modo de

fratura à distribuição de tensões. Pré-molares hígidos foram 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, envolvimento de pequena porção dental coronária; II, 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 apenas com 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.

O trabalho de Soares et al. (2008b) foi utilizado para definição do protocolo de colagem de extensômetros na estrutura dentária. Os autores avaliaram a deformação de cúspide e distribuição de tensões em pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dentária com adesivo de cianoacrilato e fios conectados ao sistema de aquisição de dados em meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por

temperatura. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão de 150 N em máquina de ensaio mecânico com velocidade de 0,5 mm/min com esfera de 6 mm. O tipo de preparo e material restaurador influenciou diretamente na deformação de cúspides. A análise por elementos finitos bidimensional também mostrou que a remoção de estrutura dental e o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões dos modelos numéricos. Os autores concluíram que as amostras com restaurações adesivas comportaram biomecanicamente de forma similar a dentes hígidos, enquanto que o comportamento dos dentes restaurados com amálgama foi mais parecido com o comportamento observado nos dentes com preparos sem restauração. Estes relatos correlacionam diretamente com os padrões de fratura observados na parte I do mesmo estudo.

2. RADIOTERAPIA

Em 1970, Jervoe indicou que existem duas opiniões sobre a causa de defeitos dentários em consequência da radiação: uma é baseada na hipótese de desnaturação dos componentes orgânicos da estrutura dentária primariamente pela radiação seguida pela dissolução dos componentes calcificados, e a outra baseada na sugestão que os defeitos dentários causados pela radiação são secundários em relação à 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 uma explicação completa sobre o aparecimento desses defeitos dentários. Desta 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.

Walker, em 1975, relatou que 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. O autor testou uma das alternativas que explicariam esse acontecimento: a radiação altera diretamente a susceptibilidade dentária à destruição cariota. Após a irradiação de dentes humanos com cobalto-60, com doses de 3.500 e 5.000 rads ($1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$), 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.

Pioch et al., em 1992, indicaram que alterações de propriedades biofísicas do dente podem ser causadas pelo efeito de raios ionizantes, a partir dos resultados encontrados em estudo publicado. Os autores testaram a junção dentina-esmalte por meio de cisalhamento, após irradiação gama do cobalto 60, na dose de 70 Gy, permitindo observação de 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 do 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.

Vissink et al. (2003) em revisão da literatura indicaram que além dos efeitos contra o tumor, a radiação ionizante causa danos aos tecidos normais localizados na área de exposição à radioterapia. Complicações orais da radioterapia na região de cabeça e pescoço são o resultado de efeitos deletérios da radiação, envolvendo glândulas salivares, mucosa bucal, osso, dentição, músculos mastigatórios, e articulação temporo-mandibular. As seqüelas clínicas do tratamento radioterápico incluem mucosite, hipossalivação, perda da capacidade gustativa, osteoradionecrose, cáries radio-induzidas e trismo. A respeito das cáries radio-induzidas, os autores relataram que constituem uma forma de cárie dental altamente destrutiva com rápido início e progressão. Nos molares, a cárie tende a se estender em todas as superfícies da coroa de forma generalizada, levando a mudanças na translucidez e cor dos dentes além de aumentar a friabilidade e fraturas dentais durante a

mastigação, levando a completa amputação da coroa em alguns casos. Todas estas alterações têm impacto imenso na qualidade de vida dos pacientes durante e após a radioterapia.

Springer et al., em 2005, propuseram estimar os danos radiogênicos imediatos e diretos ao colágeno de tecidos dentais. Após dose total de 31,5 Gy de radiação gama do cobalto 60 aplicada em 5 dias, a mensuração de ligações hydroxilisilpiridinolina (HP) e lisilpiridinolina (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 ao colágeno dentro da dentina e esmalte não são decisivos no curso de desenvolvimento de cáries de irradiação. Eles ainda apontam alguns estudos que defendem que as propriedades mecânicas da dentina irradiada in vitro são afetadas apenas após doses experimentais acima de 500 Gy, sugerindo que danos radiogênicos diretos sem a presença de cofatores, 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 da quantidade de fragmentos de colágeno pela destruição radiogênica. Desta forma, os autores sugerem 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.

Em 2006, Fränzel et al. avaliaram o efeito da irradiação terapêutica para tumores nas propriedades mecânicas, dureza e módulo de elasticidade, de esmalte e dentina, por meio de nanoindentação. Adicionalmente, avaliaram

o efeito da desmineralização e remineralização em dentes irradiados. Para este propósito, terceiros molares foram divididos em grupo controle (dentes não submetidos à radioterapia) e grupo irradiado no qual os dentes foram expostos à irradiação de forma fracionada (60 Gy, sendo 2 Gy diários durante 5 dias por semana). Os autores observaram que as propriedades mecânicas dos tecidos dentais apresentaram uma notável redução: a dureza reduziu em torno de 94% para esmalte e 61% para dentina; o módulo de elasticidade teve decréscimo de 85% para esmalte e 66% para dentina. Desta forma, concluíram que as propriedades mecânicas do dente são claramente alteradas frente à irradiação terapêutica para tumores. Os resultados permitiram concluir que há duas importantes razões para a destruição do dente. A primeira é a destruição radioativa. A interação da matriz orgânica com cristais de apatita se origina da ligação eletrostática de cadeias laterais de carboxilato no 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 e grupos fosfato. 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 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.

Em 2006, Jham & Silva Freire abordaram os efeitos colaterais na cavidade oral durante ou após o tratamento radioterápico na região de cabeça e pescoço, por meio de revisão de literatura. 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 irradiação em extensos campos que irão incluir a cavidade bucal, maxila, mandíbula e glândulas salivares. Desta forma, a terapia

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

Kielbassa et al., em 2006, relataram que em função das reações dos tecidos à radiação ionizante, a radioterapia na região de cabeça e pescoço freqüentemente resulta em complicações na cavidade oral afetando as glândulas salivares, mucosa oral, osso, músculos mastigatórios e dentes. Quando a cavidade oral e as glândulas salivares são expostas a altas doses de radiação, consequências clínicas incluindo hipossalivação, mucosite, perda do paladar, cárie radio-induzida, trismo e osteoradionecrose são considerados as reações adversas mais comuns. Neste contexto, realizaram uma revisão sobre as seqüelas orais associadas à radioterapia de cabeça e pescoço, com ênfase nos tecidos dentários e nas chamadas cáries radio-induzidas. Os autores afirmaram que exodontias devem ser evitadas se possível. Conseqüentemente, a terapia endodôntica tornou-se o tratamento de escolha em muitos casos e tem se mostrado como uma alternativa viável, já que injúrias traumáticas devem ser mínimas.

Soares et al. (2009) avaliaram a influência da radiação gama do cobalto 60 na resistência coesiva do esmalte, dentina coronária e dentina radicular nas orientações paralela e transversal à 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 as amostras foram seccionadas para teste de microtração. Os dados foram submetidos à 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 diminuiu significativamente a resistência.

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a deformação, resistência à fratura e padrão de fratura em molares mandibulares tratados endodonticamente, variando:

I. Presença de radiação gama do cobalto 60 (2 níveis):

- 1- Não- irradiado
- 2- Irradiado

II. Nível de perda de estrutura dental coronária (2 níveis):

- 1- Perda parcial da coroa, com remanescente de 2 mm
- 2- Perda total da coroa

III. Inserção de retentor intra-radicular (3 níveis):

- 1- Ausência de retentor intra-radicular
- 2- Pino pré-fabricado de fibra de vidro
- 3- Núcleo metálico moldado e fundido em níquel/cromo

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Seleção dos dentes

Cento e quarenta molares mandibulares bi-radiculares humanos permanentes recém extraídos, livres de cárie e trincas, com indicação para exodontia por problema periodontal ou necessidade ortodôntica, foram selecionados (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia #CEP/UFU: 281/07). 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 (M-D) e vestibulo-lingual (V-L). Os dentes que apresentaram variação anatômica da configuração das raízes e dimensões com variação maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e submetidos a profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, sendo armazenados em seguida em solução aquosa tamponada de timol a 0,2% (Fármacia Biopharma Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) (Figura 1).

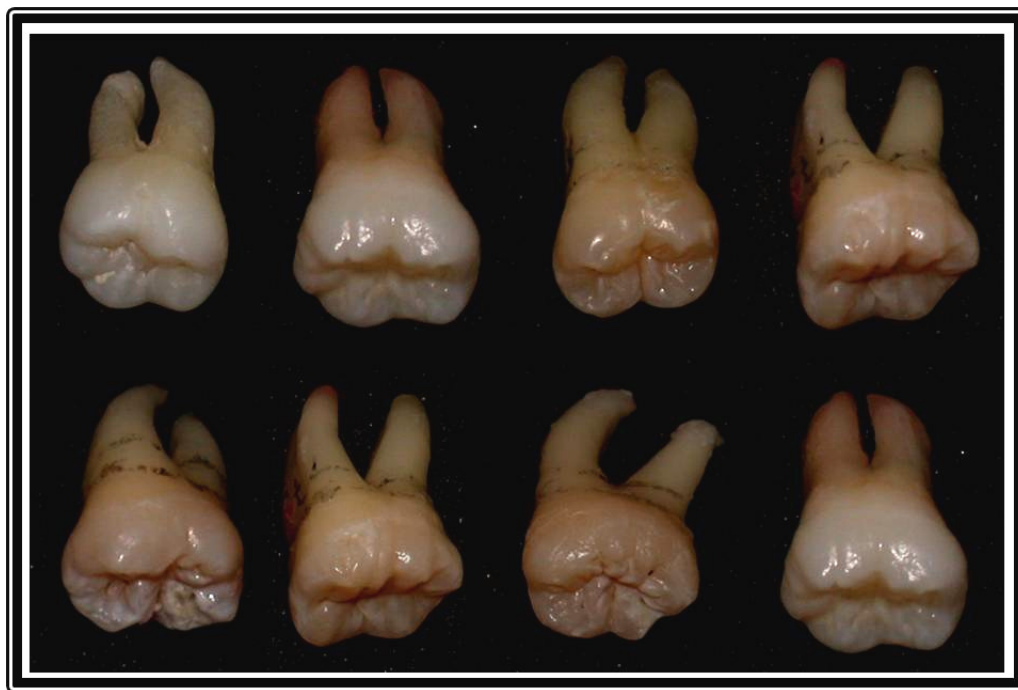


Figura 1 – A: Padrão de dentes selecionados para o estudo.

2. Grupos experimentais

A partir dos 140 molares selecionados foram formados inicialmente dois grupos controle (n=10): dentes hígidos não-irradiados (NiCont) e dentes hígidos irradiados (ICont). Em seguida os 120 molares foram distribuídos aleatoriamente em 12 grupos experimentais (n=10) resultantes da interação entre 3 fatores em estudo: presença de radiação gama do cobalto 60 (em 2 níveis: I- irradiados; Ni- não-irradiados); nível de perda de estrutura dental coronária (em 2 níveis: Pp- perda parcial da coroa com remanescente de 2 mm; Pt- perda total da coroa) e inserção de retentor intra-radicular (em 3 níveis: Ar- ausência de retentor; Pfv- pino de fibra de vidro cônico-liso #2 com diâmetro coronário de 1,4 mm e apical de 0,9 mm - Exacto, Angelus, Londrina, PR, Brasil; Nmf- núcleo metálico moldado e fundido confeccionado em liga de níquel-cromo) (Figura 2).

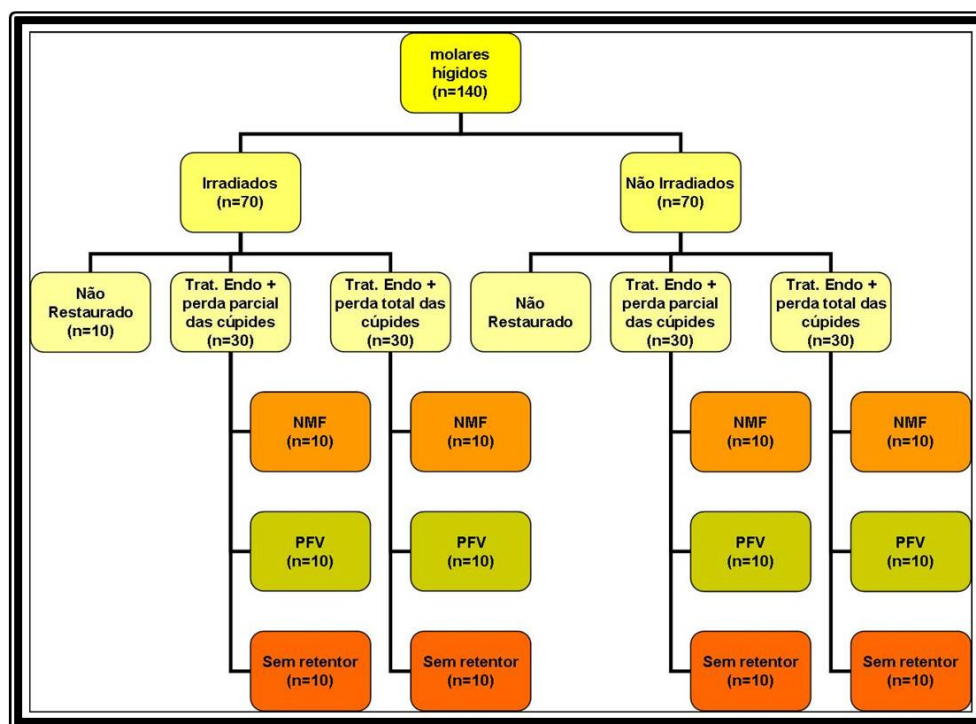


Figura 2 – Organograma dos grupos testados.

3. Desgaste coronário

Para os grupos com perda parcial da coroa os dentes tiveram suas coroas reduzidas com lixas de carbeto de silício (3M-Espe, St. Paul, MN, USA)

até 2 mm acima da junção cimento-esmalte sob jato de água constante. Para os grupos com perda total, a coroa foi totalmente removida até o limite cimento-esmalte (Figura 3).



Figura 3 – A: Redução da coroa dos dentes por meio de desgaste com lixa de carbeto de silício sob jato de água constante; B: Perda parcial da coroa, com remanescente coronário de 2 mm; C: Perda total da coroa.

4. Tratamento endodôntico

O tratamento endodôntico nos grupos experimentais foi realizado com uso de limas endodônticas K-File (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) progressivamente até o calibre 80 para os canais que receberam os pinos. Os canais que não receberam pinos foram instrumentados somente até a lima 40. Toda a instrumentação foi realizada sob irrigação alternada de solução salina 0,9% (Indústria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil) e hipoclorito de sódio 5% (Fármacia Biopharma Ltda.), sendo a última irrigação com solução salina. A obturação dos canais radiculares foi realizada com cones de gutta-percha (Malleifer Dentsply) e cimento endodôntico (Sealer 26,

Dentsply) utilizando a técnica de condensação lateral (Menezes et al., 2008)(Figura 4).

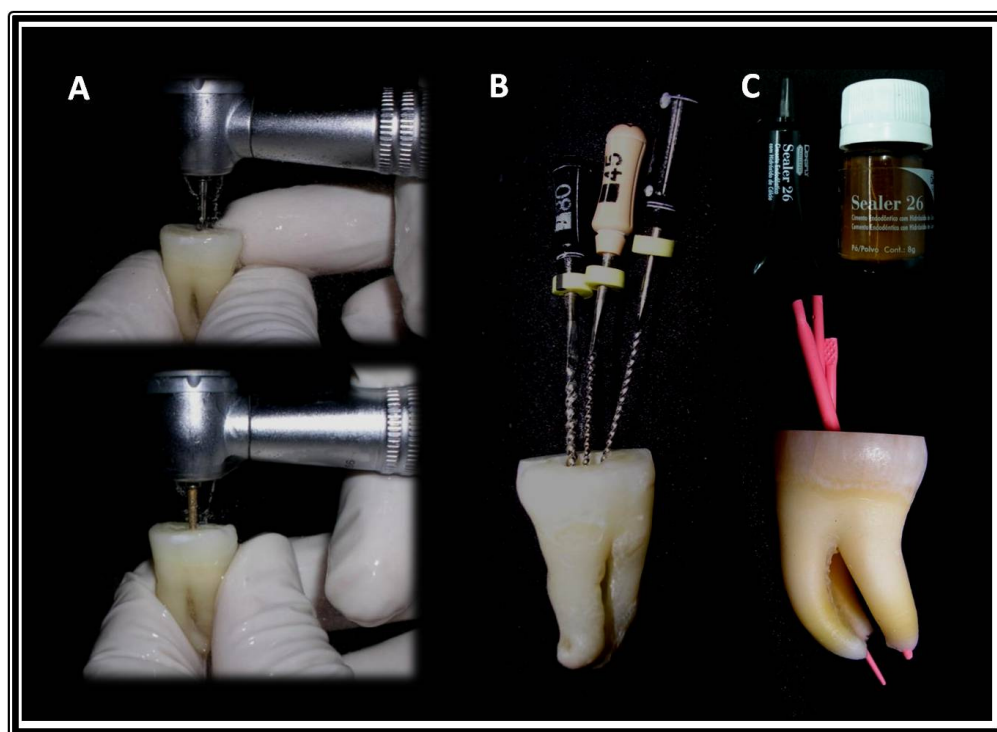


Figura 4 – A: Abertura da câmara coronária; B: Instrumentação endodôntica com limas; C: Obturação dos canais com gutta-percha e cimento endodôntico (Sealer 26).

5. Inclusão

Para simulação do alvéolo artificial, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno. O processo de inclusão e materiais utilizados foram baseados nos princípios descritos por Soares et al., em 2005. O dente foi demarcado com caneta para retroprojeto distando 2 mm apicalmente da junção cimento-esmalte e a porção radicular recoberta com cera rosa 7 (Epoxiglass, Diadema, SP, Brasil) com espessura de 0,3 mm. Em uma placa de madeira de aproximadamente 5 mm de espessura, várias perfurações de 18 mm de diâmetro foram realizadas de maneira a permitir a inserção do dente 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, em seguida o dente foi posicionado de forma invertida, com a raiz voltada para cima, até a

marcação de 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Tubos de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) foram recortados ($\varnothing$ de 22 mm e altura de 20 mm) e posicionados sobre a placa tendo a raiz invertida como referência para sua centralização e tiveram seus bordos selados com cera rosa 7 (Epoxiglass) aquecida. Após a lubrificação da porção interna dos tubos com geléia de petróleo (Vaselina, Emigê Materiais Odontológicos Ltda., Belo Horizonte, MG, Brasil), a resina de poliestireno auto-polimerizável (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC (Figura 5).

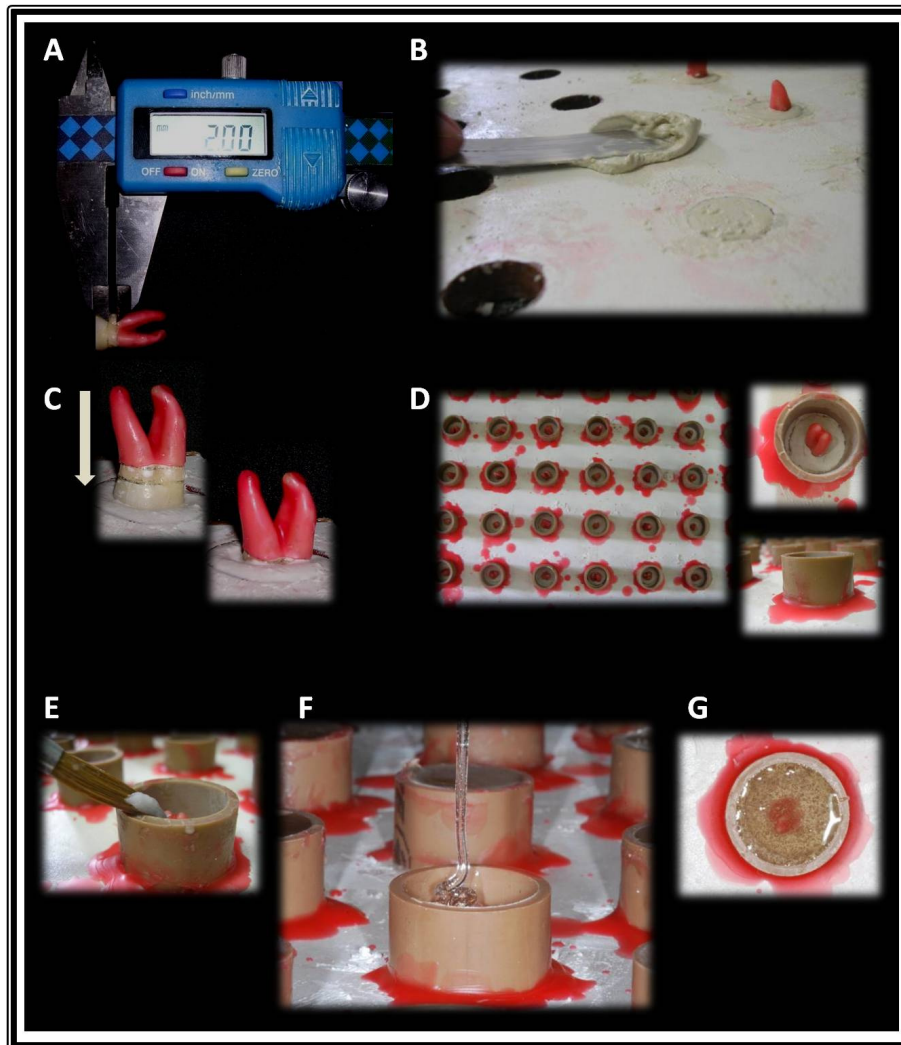


Figura 5 – A: Marcação de 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte com paquímetro digital; B: Preenchimento dos orifícios da placa com gesso; C: Inserção do dente de forma invertida até os 2mm marcados; D: Posicionamento dos tubos de PVC e selamento do bordo; E: Aplicação de vaselina no interior do tubo; F: Inserção da resina de poliestireno auto-polimerizável no interior do cilindro de PVC; G: Conjunto final sobre a placa de madeira.

Decorrido 40 min da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos para remoção da cera sobre a raiz. Os cilindros de resinas foram planificados nas superfícies inferiores e superiores eliminando excessos de resina (Figura 6).



Figura 6 – Dente hígido incluído em resina de poliestireno, 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte, com as superfícies inferior e superior do cilindro planificadas.

6. Irradiação das amostras

Os dentes hígidos e 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). Esse procedimento foi realizado em parceria com o Hospital do

Câncer de Uberlândia. A radiação é produzida por meio de fonte de material radioativo alojada na extremidade do braço do aparelho, dentro de uma 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 7).

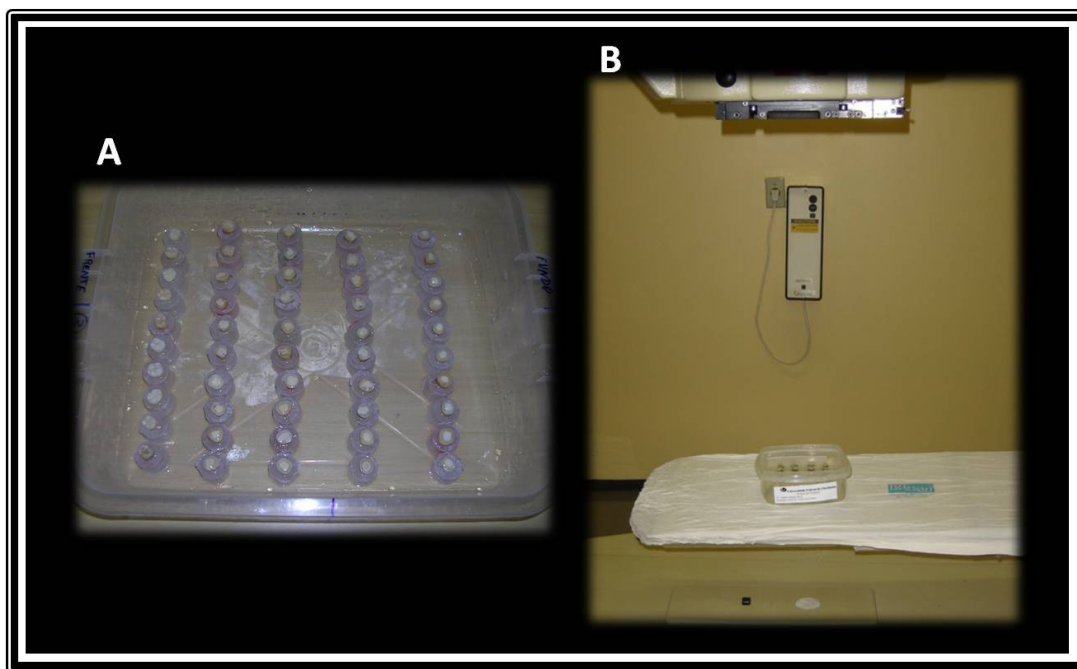


Figura 7 – A: Amostras em recipientes plásticos imersas em água destilada; B: Amostras posicionadas para receber a dose de radiação.

7. Alívio do canal radicular

Foi realizado alívio do canal radicular distal dos molares (Schwartz & Robbins 2004; Cheung, 2005) com broca Gattes-Glidenn n. 2 (Malleifer Dentsply) e brocas calibradas n. 2 (Angelus) referentes aos pinos n. 2 (Exacto, Angelus) no comprimento de 2/3 da raiz. Estas brocas possuem diâmetro correspondente aos pinos pré-fabricados selecionados, sendo o preparo para o núcleo metálico fundido padronizado nas mesmas dimensões. Nos demais canais foram realizados alívios de 1 mm na embocadura (Figura 8).

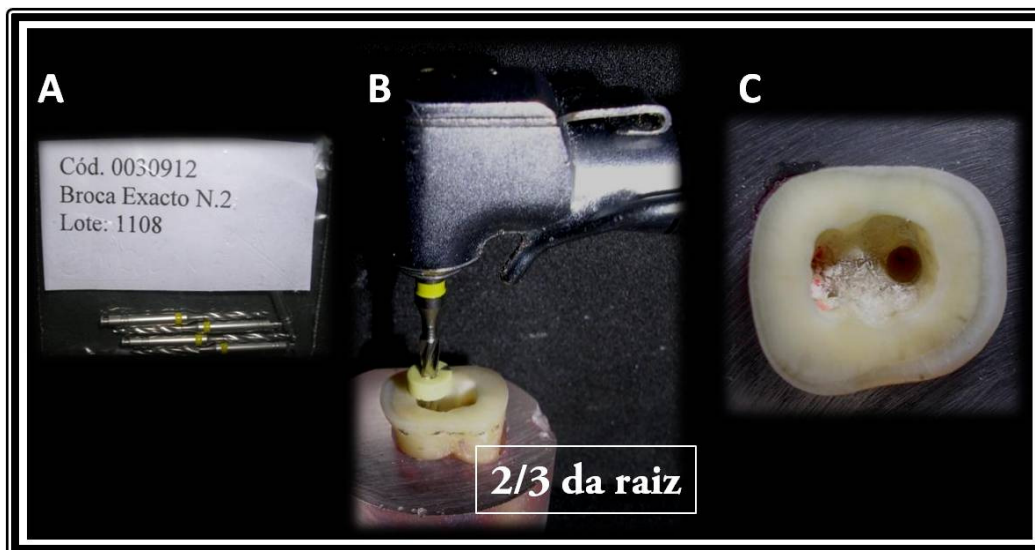


Figura 8 – A: Brocas utilizadas para preparo dos canais para os retentores; B: Preparo radicular do canal distal até 2/3 do comprimento; C: Canal principal preparado.

8. Confeção dos núcleos moldados e fundidos e preparo do término cervical

Inicialmente, para padronização do núcleo de preenchimento, um dente hígido adicional foi preparado com ponta diamantada esférica n. 1014 e cilíndrica extremo ogival n. 3215 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). O preparo foi padronizado com as seguintes dimensões: altura cérvico-oclusal na face vestibular de 5 mm; altura cérvico-oclusal na face palatina de 4 mm; extensão méso-distal de 8,5 mm; extensão vestibulo-lingual de 7,6 mm. Em seguida, o dente foi moldado com Impregum Soft (3M-Espe) e a partir do molde foi criado réplica do núcleo de preenchimento em resina acrílica (Duralay, Reliance Dental MFG. Company, Illinois, USA) para todos os dentes dos grupos experimentais com Nmf. Para utilização nos grupos com perda coronária parcial, em função da manutenção de 2 mm de remanescente coronário dental, os padrões em resina foram confeccionados com altura cérvico-oclusal na face vestibular de 3 mm e na face palatina de 2 mm, sendo as dimensões checadas com paquímetro digital (Mitutoyo) (Figura 9).

Assim, para a confecção do Nmf foi realizada moldagem do canal radicular com os núcleos padrões em resina acrílica (Duralay, Reliance Dental

MFG. Company) e padrão pré-fabricado em policarbonato (Pinjet, Angelus). Foi realizada perfuração na porção inferior do núcleo, permitindo o encaixe do Pinjet (Angelus) no momento da moldagem do canal. Foi utilizado 2 mm de altura da porção coronária do Pinjet tamanho pequeno (Angelus) (Figura 10).

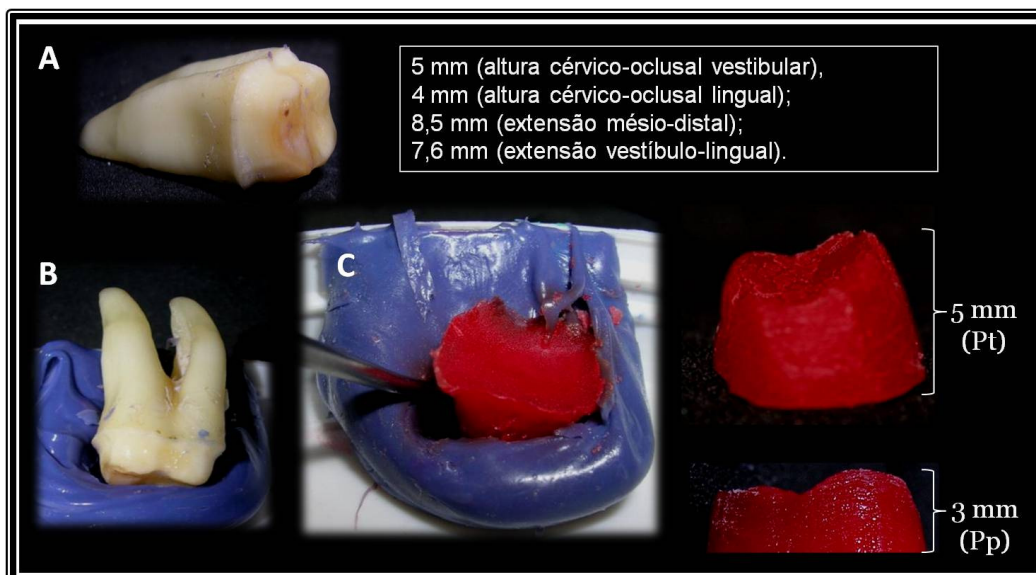


Figura 9 – A: Dente hígido preparado com dimensões do núcleo padronizadas; B: Confeção do molde do núcleo em dente; C: Confeção de núcleos padrões em resina acrílica.

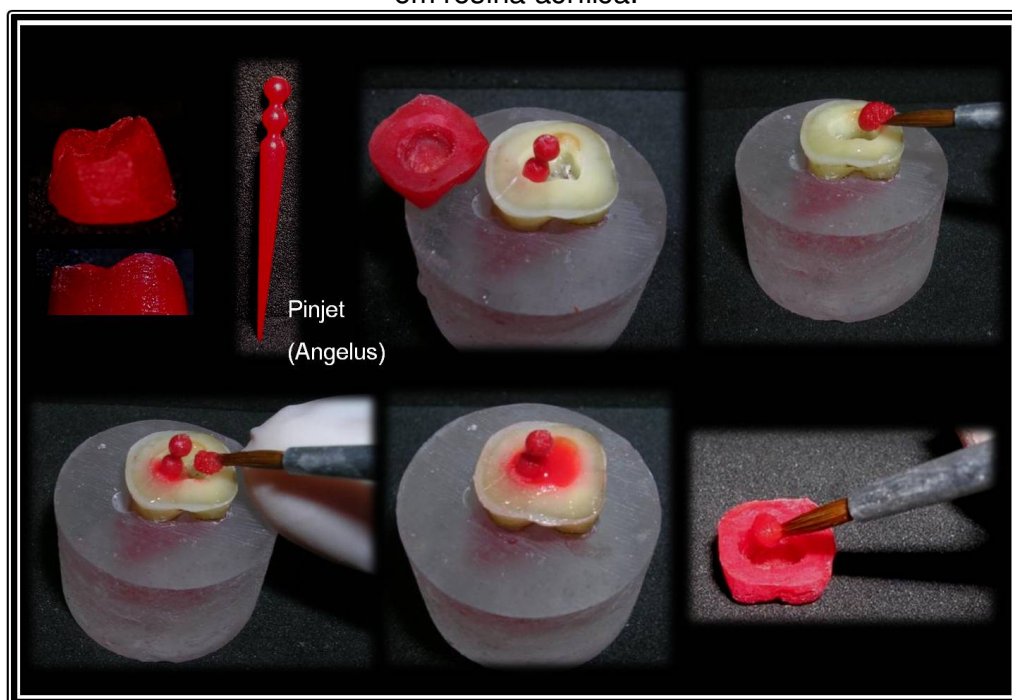


Figura 10 – Moldagem do canal radicular

Após a moldagem do canal, foi realizado o preparo do término cervical em chanfrado, com desgaste axial de aproximadamente 1,5 mm, realizado com ponta diamantada cilíndrica de extremo ogival n. 3215 (KG Sorensen). No grupo com perda parcial permaneceram paredes verticais de dentina de 2 mm de altura, possibilitando a presença de férula. Os padrões em resina foram enviados ao Curso Técnico em Prótese Dentária na Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia, e fundidos em liga Níquel-Cromo sem berílio Kromalit (62,5% Ni, 20,4% Cr, 6,58% Mo) (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) (Figura 11).

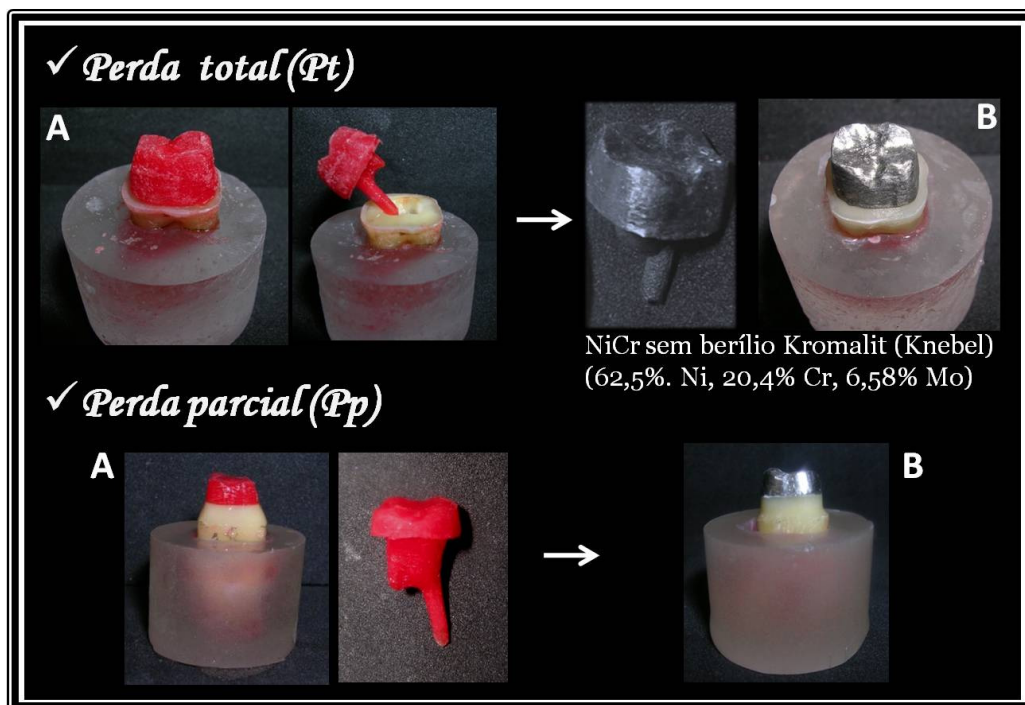


Figura 11 – A: Padrão em resina acrílica da moldagem e da parte coronária; B: Núcleos metálicos moldados e fundidos em liga de Ni-Cr.

9. Cimentação dos retentores intra-radiculares

Todos os retentores foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M-Espe). Os Nmf foram submetidos à jateamento com óxido de alumínio de 50 µm sob pressão de 4 bars e limpos em água destilada sob vibração ultra-sônica e, em seguida foi realizada aplicação de silano pré-hidrolizado (Silano, Angelus). Antes do tratamento de superfície os Pfv tiveram seu comprimento reduzido por meio de secção transversal ao longo eixo do pino

com disco diamantado dupla face (KG Sorensen). Os Pfv foram limpos com álcool 70% por 15s, e, em seguida foi realizada aplicação de silano (Silano, Angelus) utilizando esponjas aplicadoras (Microbrush, KG Sorensen), aguardando 1min. O cimento foi manipulado conforme instruções do fabricante e aplicado na superfície do pino, que foi inserido no interior do canal com pressão digital. O excesso de cimento foi removido e após 3 minutos foi realizada a fotopolimerização com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200 mW/cm^2 (Radii-Cal, SDI, Bayswater, Austrália) por 40s nas faces oclusal, vestibular e lingual, totalizando 120s por amostra (Figuras 12 e 13).

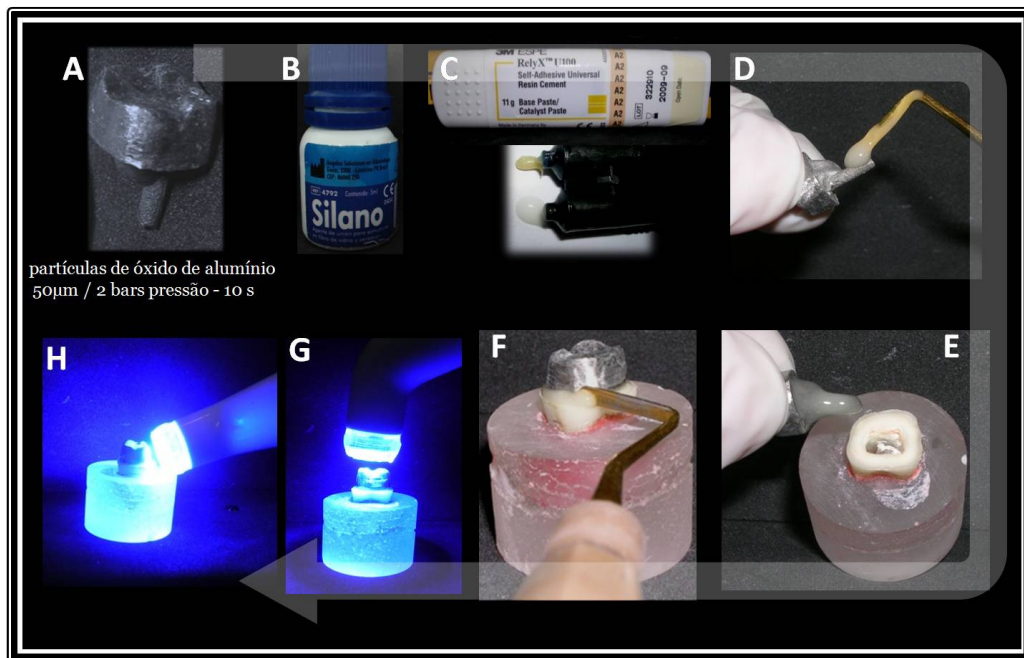


Figura 12 – A: Nmf submetido à jateamento; B: Silano utilizado; C: Cimento resinoso auto-adesivo utilizado; D: Cimento sendo aplicado na superfície do retentor; E: Posicionamento do pino com cimento no interior do canal; F: Remoção do excesso de cimento; G: Fotopolimerização na face oclusal por 40s; H: Fotopolimerização na face vestibular por 40s.

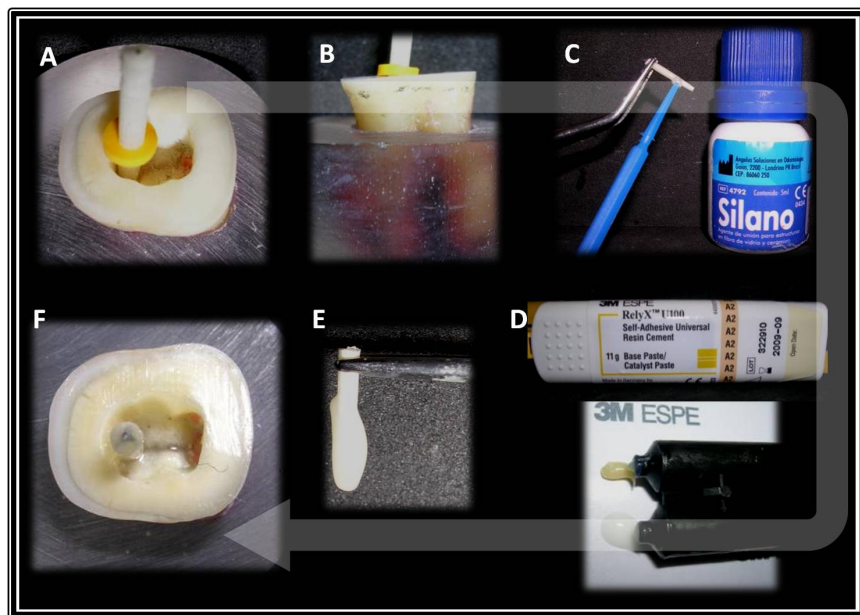


Figura 13 – A: Pino de fibra de vidro em posição no canal principal; B: Pfv sectionado no comprimento desejado; C: Tratamento do pino com silano; D: Cimento resinoso auto-adesivo utilizado; E: Cimento recobrindo o retentor; F: Posicionamento do pino com cimento no interior do canal

10. Confeção dos núcleos de preenchimento em resina composta e preparo do término cervical

Para a padronização dos núcleos de preenchimento, uma matriz de acetato (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) foi confeccionada em plastificadora a vácuo (Plastvac P6, Bio-Art Equipamentos Odontológicos) a partir dos núcleos padrões em resina acrílica, assim como os utilizados previamente para confecção dos Nmf (Figura 14).

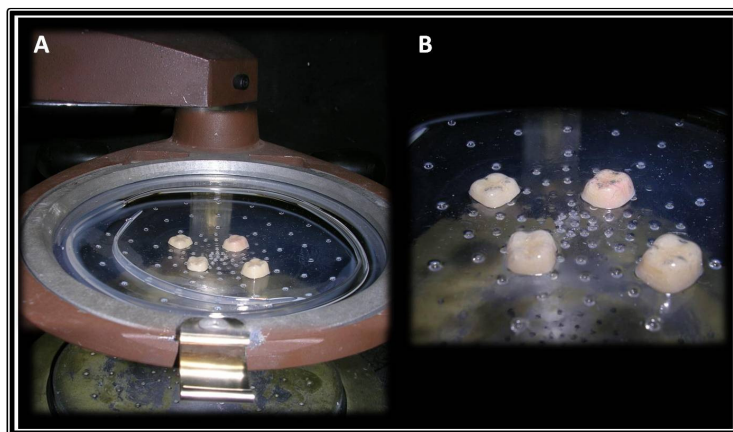


Figura 14 – A: Núcleos de preenchimento padrões em resina acrílica sob matriz de acetato posicionados em plastificadora a vácuo; B: Visão ampliada.

Após a cimentação dos pinos pré-fabricados, as paredes circundantes das câmaras pulpares foram condicionadas com ácido fosfórico 37% (Acid Gel, Villevie, Joinville, SC, Brasil) durante 15 s. Duas camadas de sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M-Espe) foram aplicadas com intervalo de 20s e fotoativadas por 20s. Em seguida, o núcleo de preenchimento foi confeccionado com resina composta nanoparticulada (Filtek Z350, 3M-Espe) por meio de técnica incremental, sendo fotopolimerizada por 20s a cada incremento com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200 mW/cm² (Radii-Cal, SDI). A matriz de acetato foi utilizada na inserção da última camada de resina composta, proporcionando padronização da reconstrução direta do núcleo de preenchimento coronário. Nos grupos com ausência de retentor os excessos de cimento endodôntico na câmara pulpar foram removidos com broca esférica carbide (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) em baixa rotação, seguido do tratamento de superfície na dentina da câmara pulpar como descrito anteriormente (Figura 15).

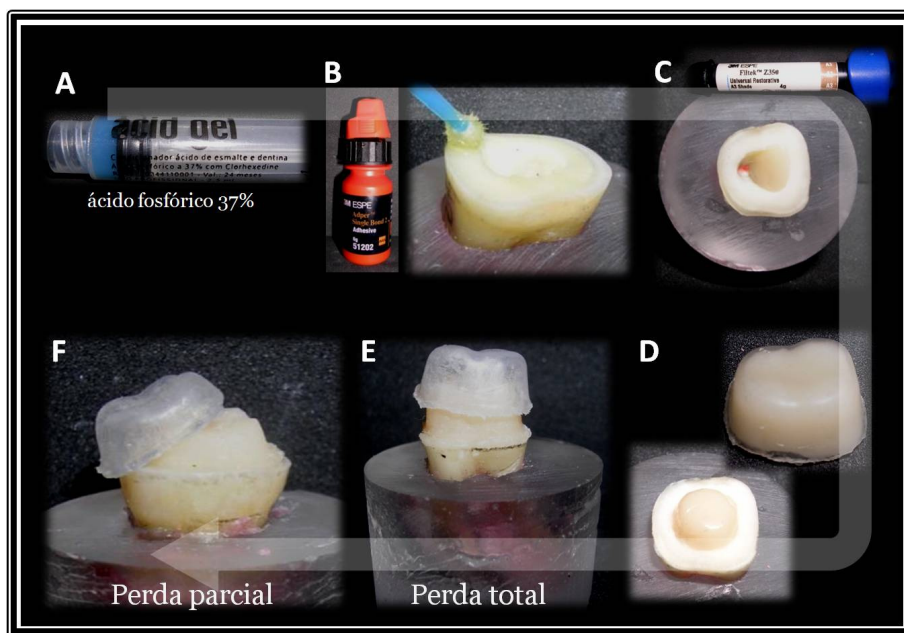


Figura 15 – A: Ácido fosfórico 37% utilizado para condicionamento da dentina; B: Aplicação de sistema adesivo de frasco único (dente do grupo Ar); C: Construção do núcleo de preenchimento com resina composta por meio da técnica incremental; D: Utilização da matriz de acetato para inserção da última camada de resina; E: Núcleo de 5 mm na vestibular (Pt); F: Núcleo de 3 mm na vestibular (Pp).

Após a confecção do núcleo em resina composta foi realizado o preparo do término cervical em chanfrado, com desgaste axial de aproximadamente 1,5 mm com a ponta diamantada cilíndrica extremo ogival n. 3215 (KG Sorensen), assim como foi realizado nos grupos com Nmf, sendo que nos grupos com perda parcial também foram mantidas paredes verticais de dentina de 2 mm de altura. O preparo do término foi refinado com ponta diamantada n. 3215 (KG Sorensen) em todos os grupos experimentais antes da moldagem (Figura 16).

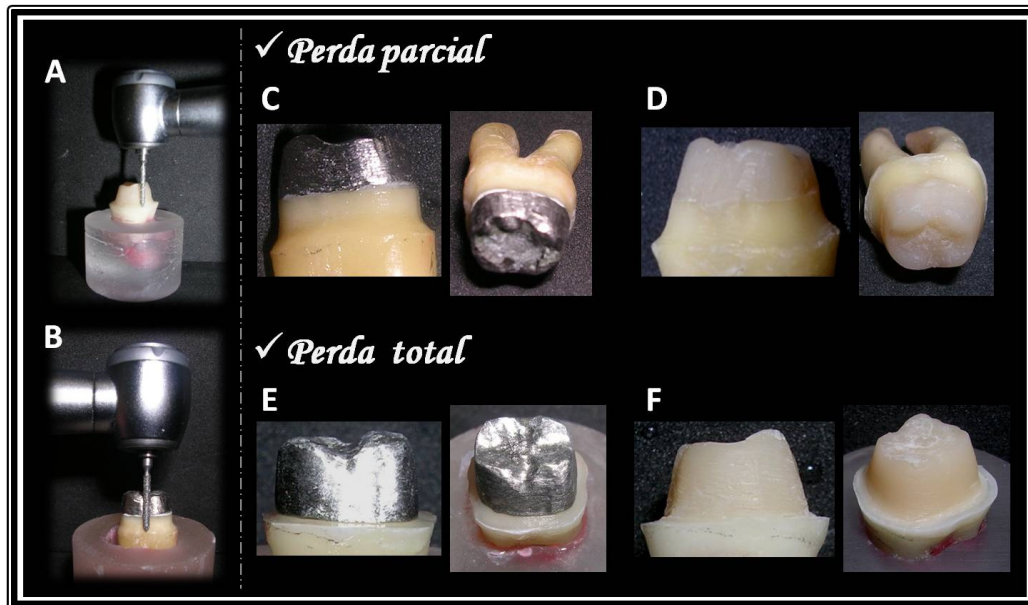


Figura 16 – A: Preparo com ponta diamantada n. 3215 ; B: Refinamento do preparo; C: Preparo grupo PpNmf; D: Preparo grupo PpPfv e PpAr; E: Preparo grupo PtNmf; F: Preparo grupo PtPfv e Pt Ar.

11. Confecção e cimentação das coroas metálicas

Os dentes foram moldados empregando moldeira individual adaptada com tampas plásticas de 20 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade, e material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M-Espe). Troquéis foram confeccionados em gesso especial (Dental Mix IV, PASOM Ind. e Com. de Materiais Odontológicos Ltda., SP, Brasil) na proporção de 28 ml de água para cada 100 g de gesso, segundo instruções do fabricante (Figura 17).

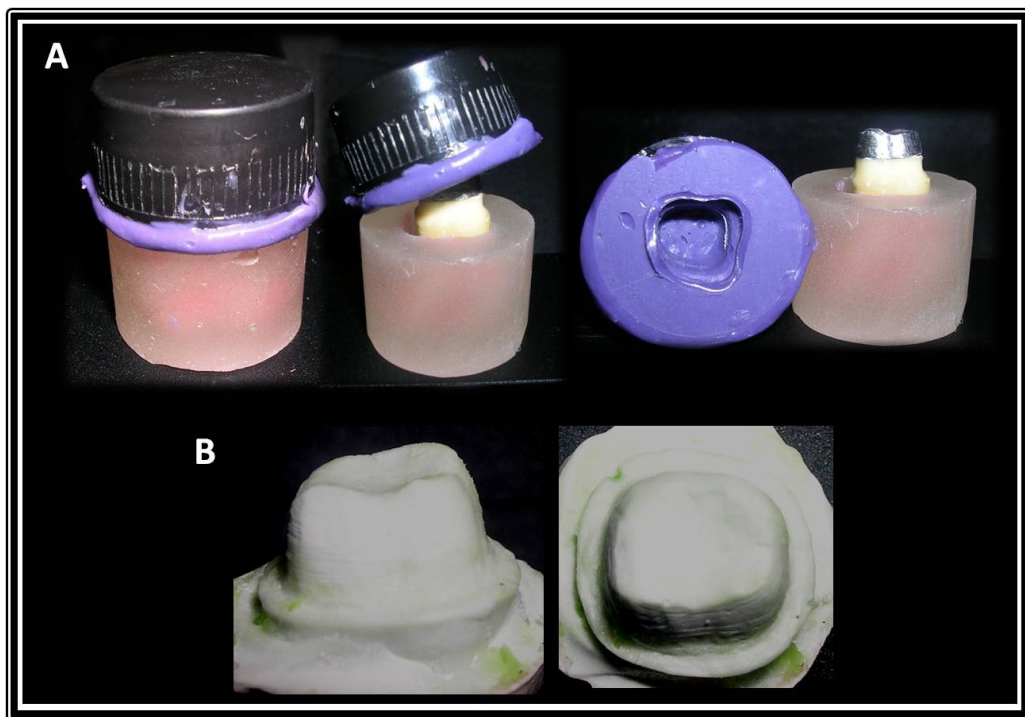


Figura 17 – A: Moldagem do preparo; B: Troquéis confeccionados em gesso.

Para padronização da porção coronária das amostras, um dente hígido, que respeitava as medidas médias de todas as amostras, foi inicialmente moldado com silicone por adição de laboratório (Aerojet Brasileira de Fiberglass Ltda., São Paulo, SP, Brasil – Borracha IQ. 428; Catalizador IQ. 400) gerando uma matriz para confecção das coroas metálicas a serem utilizadas na restauração de todas as amostras dos grupos experimentais. A coroa apresentava as seguintes dimensões: 7,08 mm (altura vestibular), 6,02 mm (altura lingual); 11,93 mm (M-D); 10,85 mm (V-L); 7,27 mm (distância intercuspídea mesial); 5,3 mm (distância intercuspídea distal); 10,24 mm (distância M-D entre cristas marginais) (Figura 18).

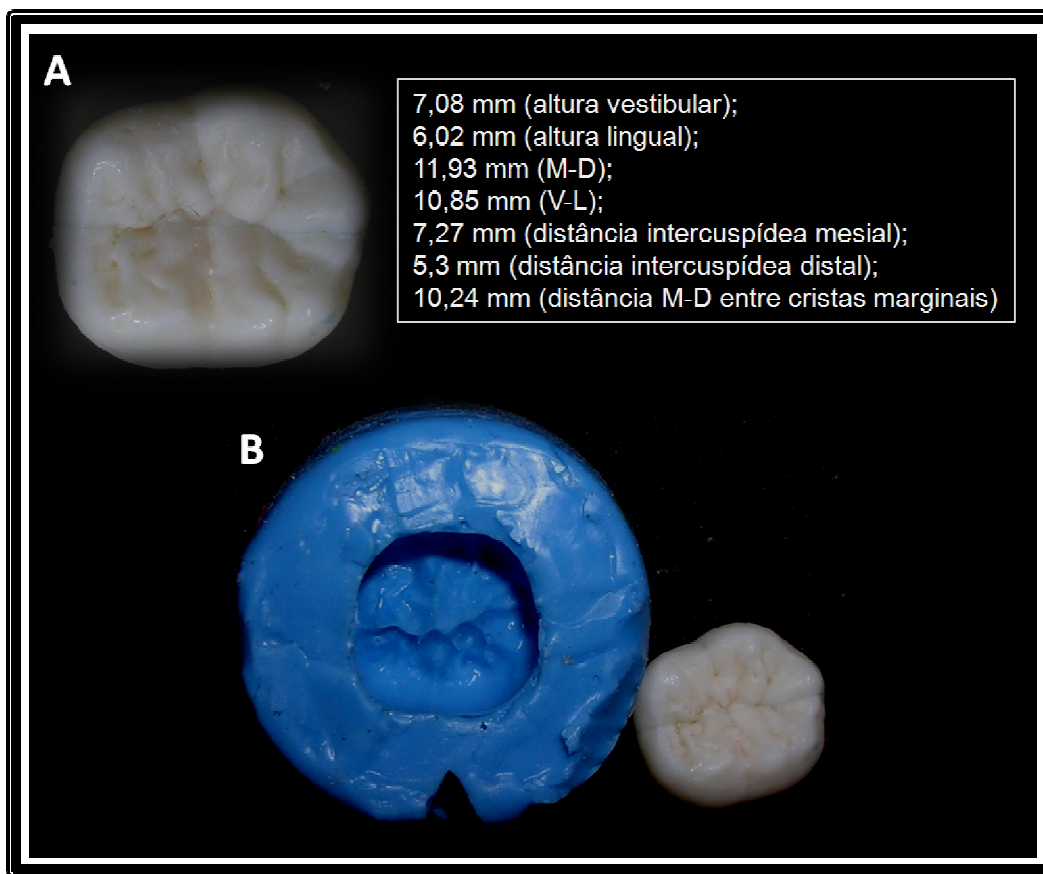


Figura 18 – A: Dente hígido com medidas coronárias médias; B: Matriz de silicone para padronização da coroa metálica.

O padrão de fundição das coroas metálicas foi construído em cera de escultura de consistência regular (KOTA Import's, São Paulo, SP, Brasil) que foi plastificada e inserida no interior da matriz de silicone. O troquel em gesso, após ser lubrificado com geléia de petróleo (Vaselina, Emigê Materiais Odontológicos Ltda.) foi posicionado no interior da matriz e, após a solidificação da cera, foi removido (Figura 19).

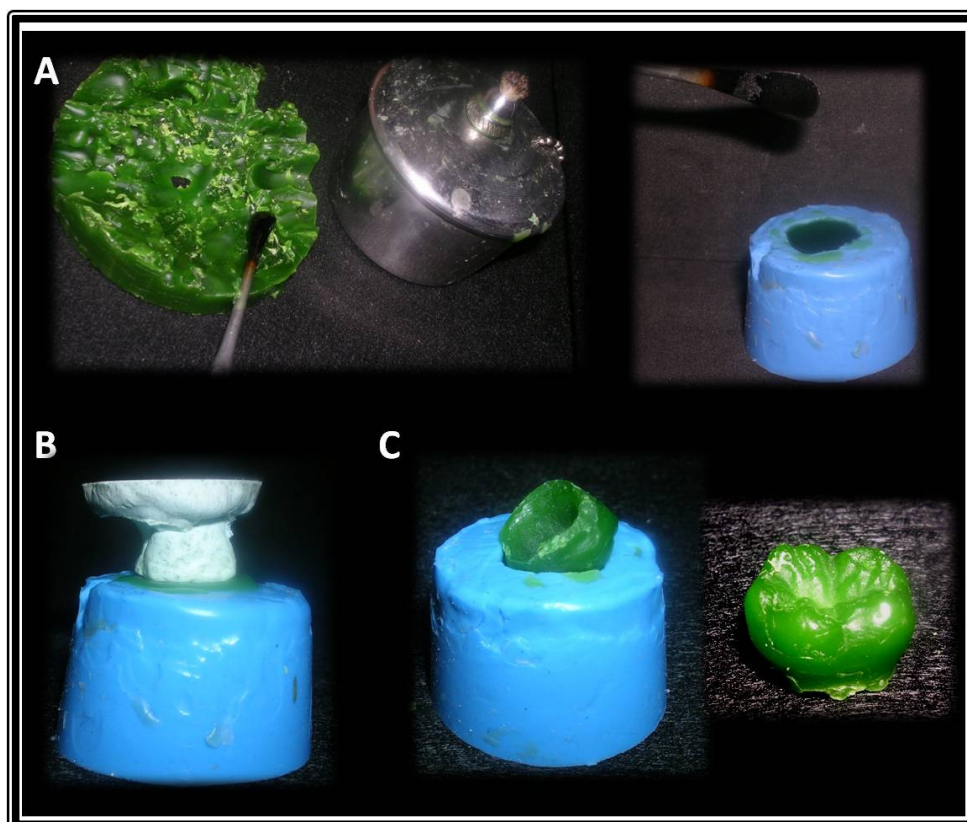


Figura 19 – A: Cera de escultura plastificada posicionada no interior da matriz de silicone; B: Posicionamento do troquel no interior da matriz; C: Padrão em cera.

Em seguida, foi realizado selamento de borda sobre o troquel, e o padrão de fundição foi enviado para o Curso Técnico em Prótese dentária na Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia para fundição das coroas em liga de Ni-Cr sem berílio (Kromalit, Knebel) por meio da técnica da cera perdida (Figura 20).

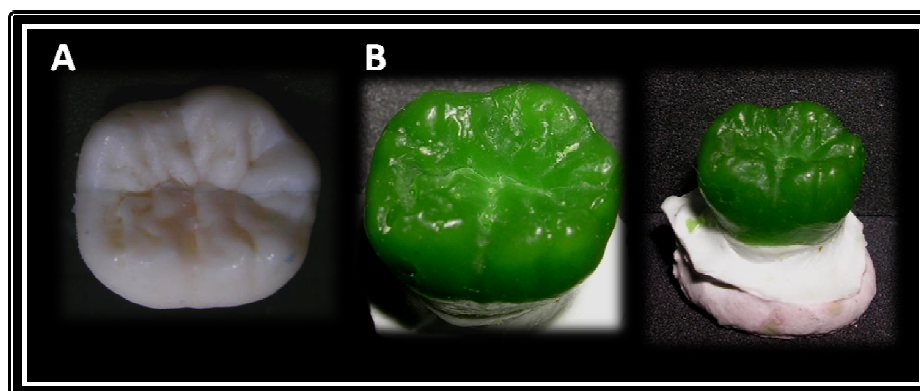


Figura 20 – A: Dente hígido com coroa média; B: Padrão em cera da coroa

Após a fundição, as coroas foram ajustadas e cimentadas com cimento RelyX U100 (3M-Espe), seguindo o mesmo protocolo de cimentação dos retentores Nmf. As coroas foram submetidas à aplicação de carga de 500 gramas para padronização da espessura de cimento. Após 3 minutos, foi realizada fotoativação por 40s nas faces oclusal, vestibular e lingual, totalizando 120s por amostra. Aguardou-se 15 min e as amostras foram armazenadas em água destilada até o momento dos ensaios (Figura 21).



Figura 21 – 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 500 g; F: Remoção dos excessos de cimento; G: Fotopolimerização.

12. Simulação do ligamento periodontal

Antes da realização dos ensaios, com o objetivo de reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, já confeccionado em resina de poliestireno, o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M-Espe) (Soares et al., 2005). O Impregum Soft foi manipulado e inserido no alvéolo e o dente foi introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2 mm apicalmente a junção cimento-esmalte coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 22).

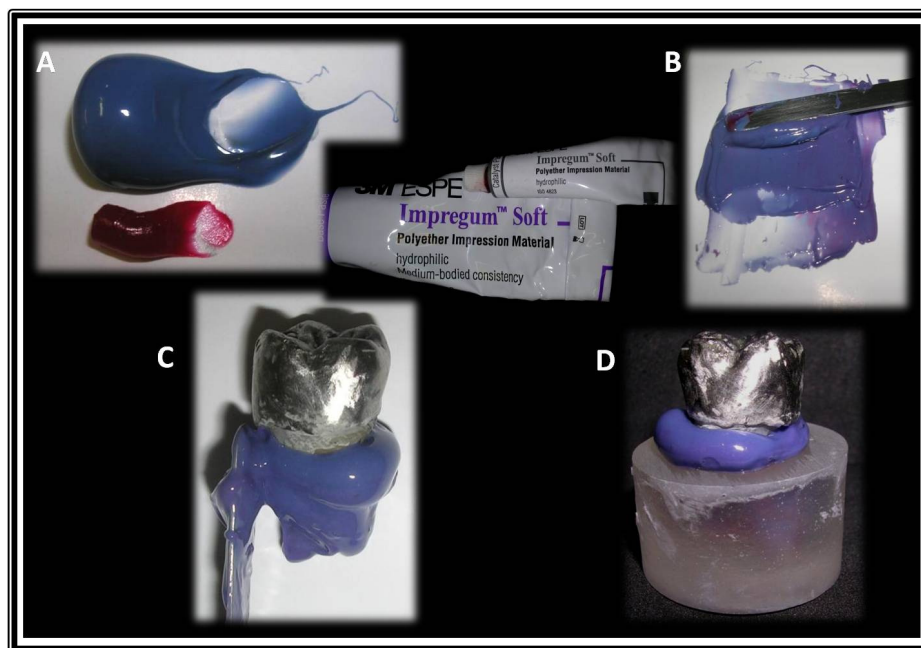


Figura 22– A: Material de moldagem a base de poliéter (Impregum Soft); B: Manipulação do material; C: Posicionamento do material em torno da raiz; D: Dente em posição no interior do alvéolo com material de moldagem.

13. Ensaio mecânico de extensometria

Foram selecionadas cinco amostras de cada grupo para serem inicialmente submetidas ao ensaio de extensometria. Nestas amostras, extensômetros tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 foram utilizados, especialmente desenvolvidos pela empresa para este estudo. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com

1,1 mm², resistência elétrica de 120 Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. Para fixação dos extensômetros foi seguido o protocolo descrito por Soares et al. (2008b), sendo realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Acid Gel, 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 vestibular e na direção do longo eixo radicular na face proximal nos molares. 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. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 23).

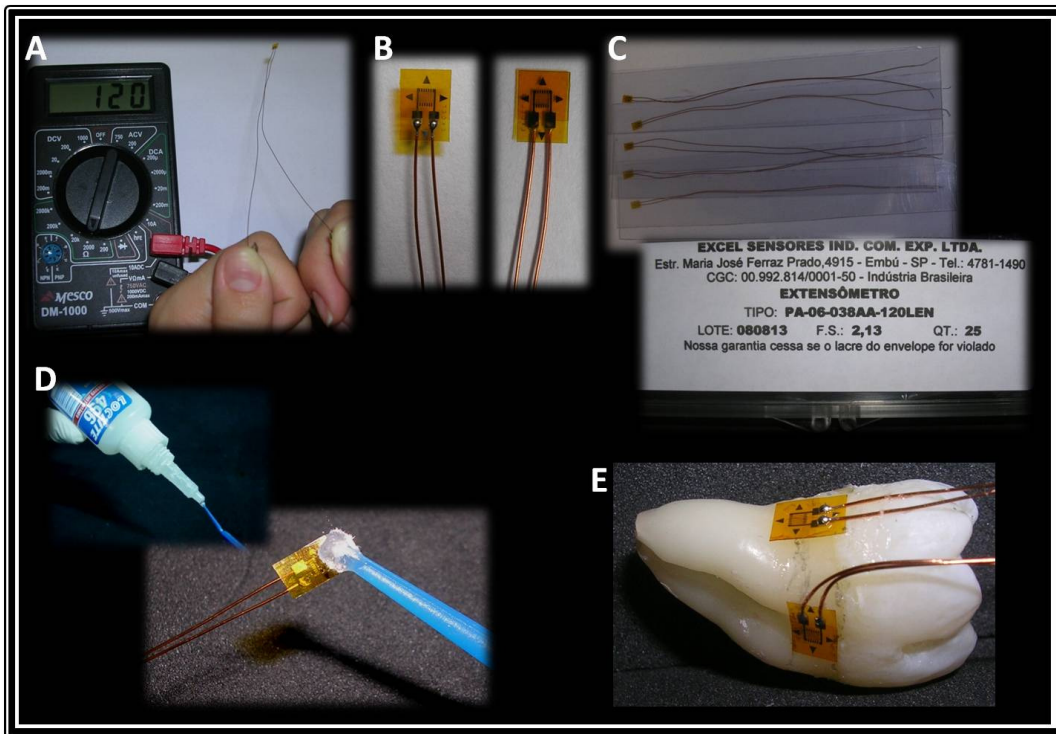


Figura 23 – A: Aferição da resistência do extensômetro em multímetro digital; B: Frente e verso de extensômetro tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores); C: Especificações da embalagem dos extensômetros; D: Fixação dos extensômetros com adesivo a base de cianoacrilato; E: Extensômetros fixados nas posições 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, São Paulo,

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 posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC 2000DL, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e submetidas a carregamento compressivo até 150 N sob velocidade de 0,5 mm/min. O modo de aplicação de carga foi realizado simulando a inclinação média dos molares verificada na cavidade oral. Assim, foi realizado carregamento de compressão com inclinação de 25° em relação ao longo eixo do dente (Langlade, 2002) por meio de esfera de 6 mm de diâmetro contatando as vertentes internas das cúspides (Soares et al., 2006) (Figuras 24 e 25).

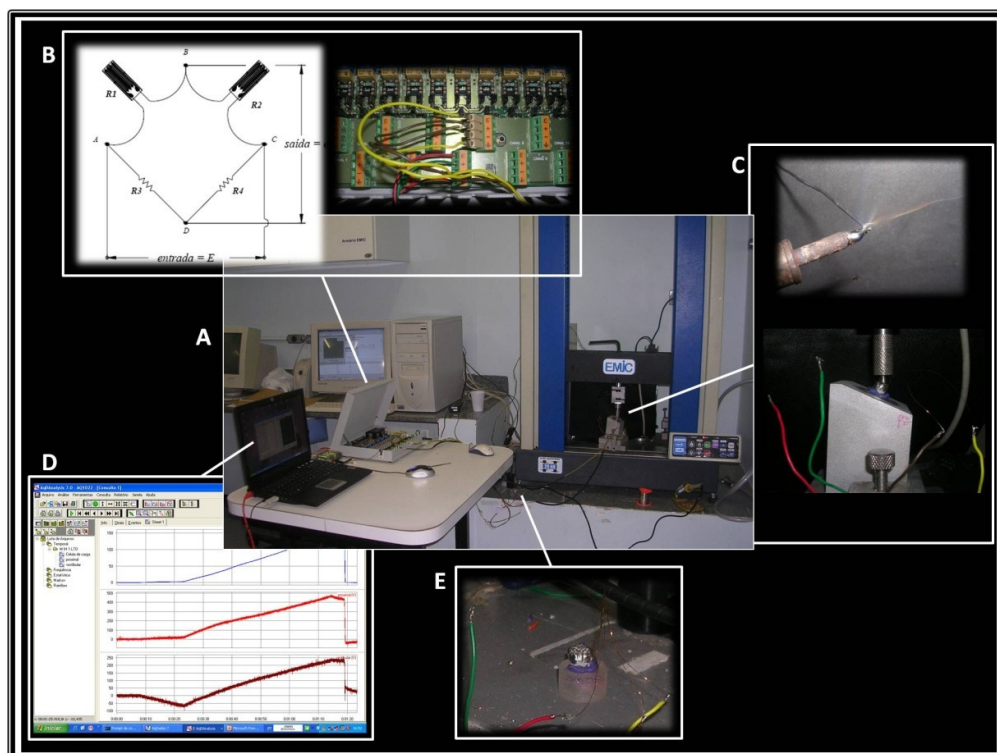


Figura 24— A: Aparato completo utilizado para o ensaio de extensometria; B: Placa de aquisição de dados com fios conectados em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal; C: Amostra em posição para teste com fios soldados; D: Leitura da deformação; E: Amostra passiva com fios soldados.

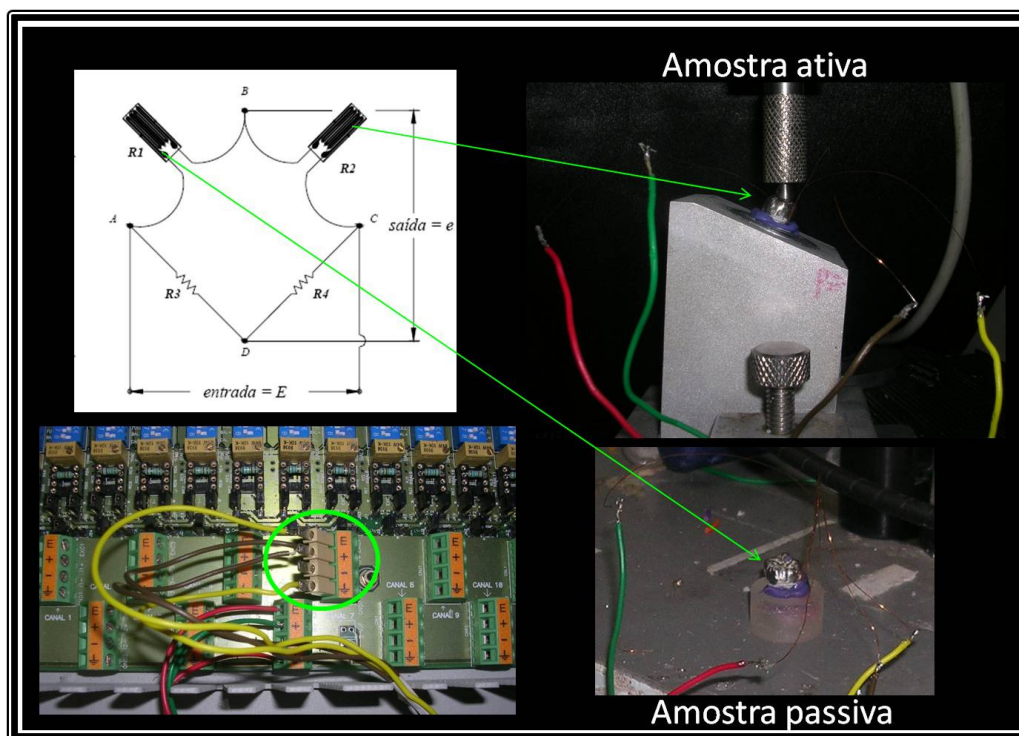


Figura 25– Circuito em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone

Após o ensaio de extensometria, as amostras foram reintegradas aos seus respectivos grupos para posterior ensaio de resistência à fratura. Os dados de deformação foram submetidos à análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise de variância fatorial (7X2) sendo 7 grupos experimentais e 2 locais de mensuração da deformação, e teste Duncan ($\alpha=0,05$).

14. Ensaio mecânico de resistência à fratura

Para o ensaio de resistência à fratura, as amostras foram inseridas em dispositivo metálico para sustentação e reforço do cilindro de resina, sendo posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC 2000DL) e submetidas a carregamento compressivo sob velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da amostra. O modo de aplicação de carga foi realizado com inclinação de 25° (Langlade, 2002) por meio de esfera de 6 mm de diâmetro contatando as vertentes internas das cúspides (Soares et al., 2006), assim como no ensaio de extensometria. A força (N) necessária para causar a fratura foi mensurada por

meio de célula de carga de 500 Kgf ligada a um software (TESC, EMIC). (Figura 26).

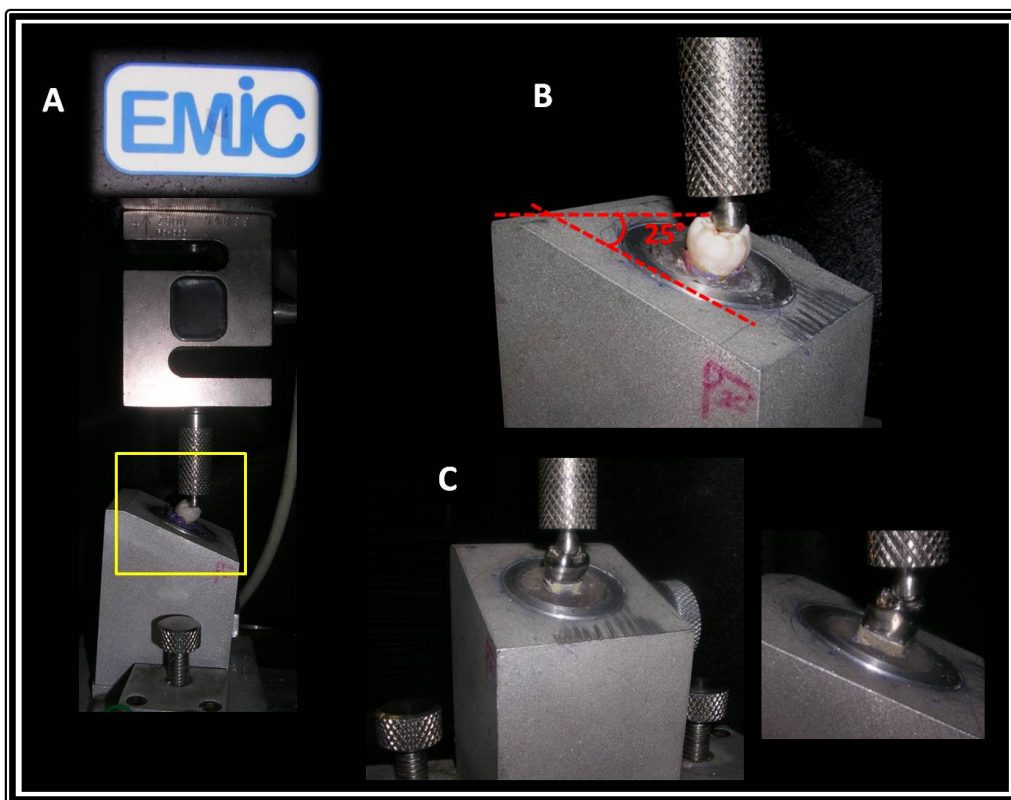


Figura 26 – A: Dispositivo posicionado para ensaio com célula de carga de 500 Kgf em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000); B: Molar hígido posicionado para ensaio em inclinação de 25° com esfera de 6 mm contatando as vertentes internas das cúspides; C: Contato da esfera com a coroa metálica.

Os dados de resistência à fratura foram submetidos à análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise de variância fatorial (3X2) sendo 3 tipos de retentor intra-radicular e 2 níveis de perda de estrutura dental coronária, e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Adicionalmente, para comparação dos valores de resistência à fratura entre dentes não-irradiados e irradiados para cada grupo, foi realizado o teste *t*-Student ($\alpha=0,05$).

15. Análise do padrão de fratura

Após o ensaio de fratura, as amostras foram analisadas para determinar o padrão de fratura usando classificação proposta por Santos-Filho (2008) adaptada a dentes posteriores:

- I, fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor;
- II, fratura radicular no terço cervical;
- III, fratura radicular no terço médio (a, sem envolvimento da furca, b, com envolvimento da furca);
- IV, fratura radicular no terço apical;
- V, fratura radicular longitudinal; (Figura 27)
- VI, fratura exclusiva da estrutura de esmalte e dentina coronário (exclusivo para grupo controle) (Figura 28).

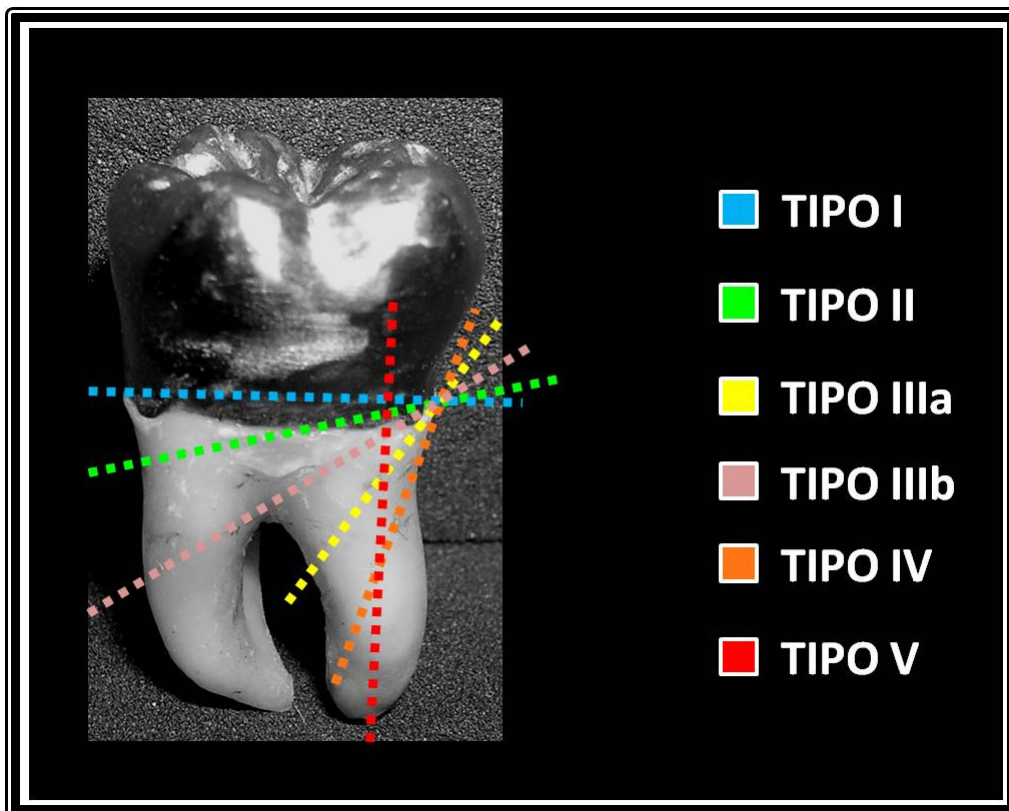


Figura 27– Ilustração esquemática dos padrões de fratura analisados.



Figura 28– Ilustração esquemática do padrão de fratura tipo VI, exclusivo para dentes hígidos.

RESULTADOS

A análise de variância fatorial (3X2) para os valores de resistência à fratura em dentes não submetidos à radioterapia mostrou que houve significância para o fator nível de perda de estrutura dental coronária ($p=0,000$) e tipo de retentor ($p=0,002$) e não houve significância para a interação entre estes dois fatores ($p=0,399$) (Tabela I). O teste de Tukey foi aplicado para determinar a diferença entre os grupos e indicou que a perda total de remanescente coronário resultou em menor resistência à fratura independente do tipo de retentor. A ausência de retentor diminuiu a resistência à fratura de molares tratados endodonticamente não-irradiados e houve similaridade na resistência à fratura entre os grupos restaurados com Pfv e Nmf, independente do nível de perda de estrutura dental coronária (Tabela II).

Tabela I - Análise de variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) dos dentes restaurados com diferentes protocolos não submetidos à radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	p
Perda estrutural	8783730.817	1	8783730.817	21.636	.000
Tipo de retentor	5965207.033	2	2982603.517	7.347	.002
Perda estrutural X Tipo de retentor	758805.233	2	379402.617	.935	.399
Resíduo	21922851.500	54	405978.731		
Total	37430594.583	59			

Tabela II - 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.

	Perda parcial	Perda total
NMF	2934,00 (785,95) ^{Aa}	1879,10 (555,61) ^{Ab}
PFV	2854,20 (642,96) ^{Aa}	2120,00 (589,94) ^{Ab}
Ausência de retentor	2034,90 (680,15) ^{Ba}	1528,30 (534,23) ^{Bb}

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 retentor (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os níveis de perda estrutural (análise no sentido horizontal).

A análise do padrão de fratura das amostras não-irradiadas (Tabela III) indicou que o grupo controle (dentes hígidos) apresentou predominantemente fraturas coronárias (tipo VI) (n=7). Na análise do padrão de fratura nos grupos com Pp verificou-se que os dentes restaurados com Nmf apresentaram prevalência de fraturas tipo III (n=4) e V (n=5). Os dentes com Pfv e Ar apresentaram prevalência de fraturas envolvendo o terço médio (tipo III) (n= 6 e 4, respectivamente), sendo que em 2 dentes com Pfv e 3 dentes sem retentor ocorreu envolvimento de furca. A análise dos grupos com Pt mostrou que nos dentes com Nmf predominaram fraturas tipo V (n=6), enquanto os restaurados com Pfv ou Ar apresentaram predominância de fraturas tipo I (n= 9 e 8, respectivamente).

Tabela III – Distribuição dos padrões de fratura para os dentes não submetidos à radioterapia (n=10).

	I	II	III		IV	V	VI
			A	B			
Controle	-	3	-	-	-	-	7
PpNmf	-	-	2	2	1	5	-
PpPfv	1	2	4	2	1	-	-
PpAr	1	2	1	3	2	1	-
PtNmf	1	1	1	-	1	6	-
PtPfv	9	-	-	1	-	-	-
PtAr	8	1	-	-	1	-	-

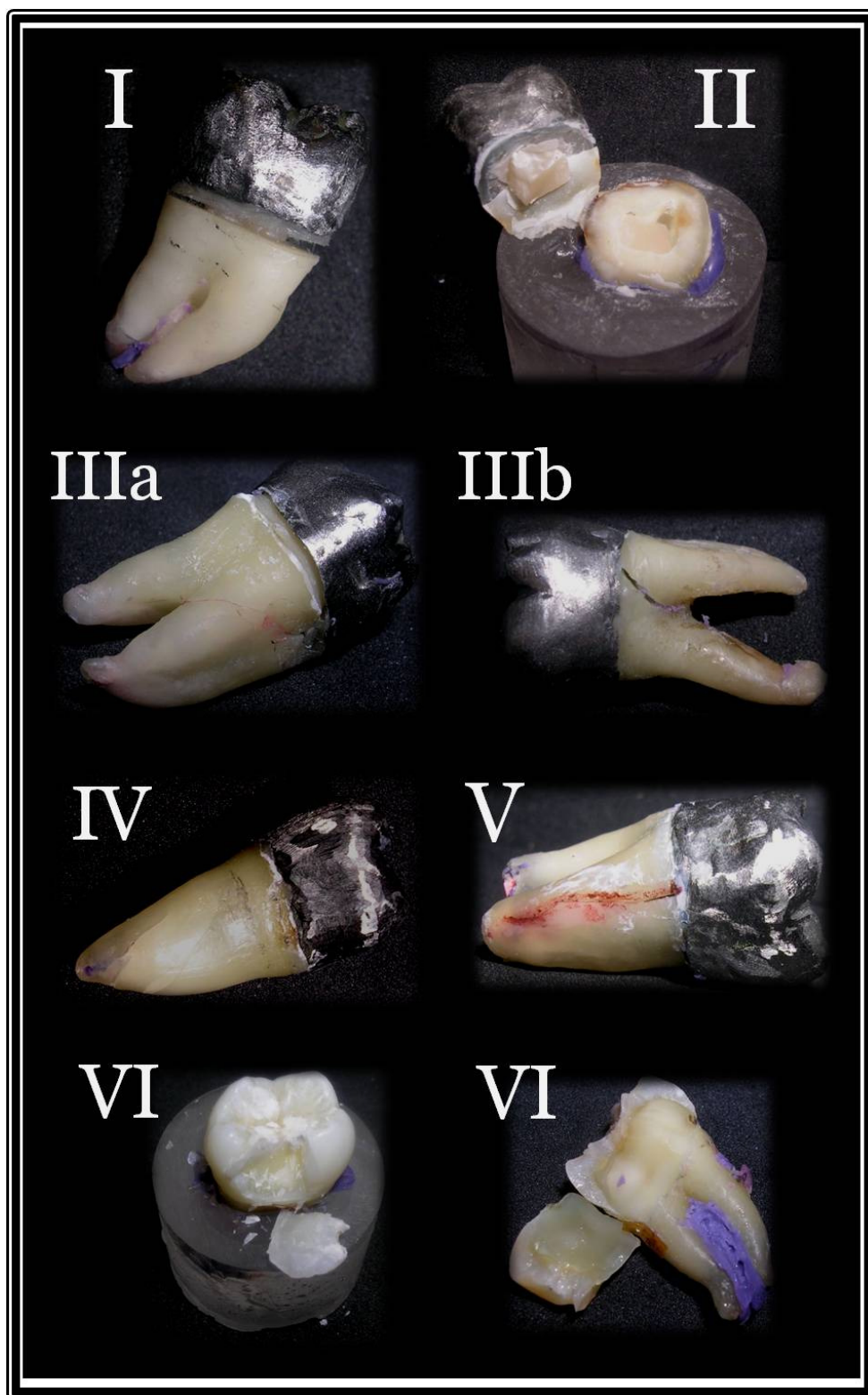


Figura 29– Padrões de fratura obtidos após ensaio de resistência à fratura.

A análise de variância fatorial (7X2) com relação à deformação das amostras não-irradiadas indicou diferença significativa na deformação para o fator local de medição da deformação ($p=0,003$), tipo de grupo experimental ($p=0,000$) e para a interação entre estes dois fatores ($p=0,013$) (Tabela IV). O teste Duncan aplicado na interação (Tabela V) indicou que os dentes hígidos apresentaram maiores valores de deformação na região vestibular comparados aos outros grupos. Na região vestibular, o grupo NiPpAr apresentou menor valor de deformação comparado ao grupo controle, e maior valor de deformação em relação a NiPpPfv, NiPtPfv e NiPtAr. O grupo NiPtAr apresentou o menor valor de deformação vestibular. Na região proximal a deformação foi estatisticamente similar entre todos os grupos de dentes não-irradiados. Comparando os valores de deformação obtidos nas superfícies vestibular e proximal, os grupos NiPtAr, NiPtPfv e NiPpPfv foram estatisticamente similares e os grupos NiCont, NiPpAr, NiPtNmf e NiPpNmf apresentaram maiores valores de deformação na vestibular.

Tabela IV - Análise de variância fatorial para os dados de deformação (μS) mensurada nos dentes não submetidos à radioterapia em função da localização da mensuração e tipo de grupo experimental.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	p
Local da medição	181662.961	6	30277.160	3.895	.003
Grupo experimental	668510.339	1	668510.339	86.000	.000
Local da medição X Grupo experimental	140670.995	6	23445.166	3.016	.013
Resíduo	435308.469	56	7773.366		
Total	1426152.764	69			

Tabela V - Valores médios de deformação (μS) mensurada nos dentes não submetidos à radioterapia em função da localização da mensuração e tipo de grupo experimental.

Grupos	Média (DP)	
	Vestibular	Proximal
PtAr	391.6(98.1) ^{Aa}	279.3(73.8) ^{Aa}
PtPfv	447.4(104.2) ^{Aba}	318.3(72.1) ^{Aa}
PpPfv	458.6(115.7) ^{Aba}	359.5(43.9) ^{Aa}
PpNmf	497.7(103.3) ^{ABCb}	333.2(76.5) ^{Aa}
PtNmf	551.1(114.2) ^{BCb}	331,83(76.5) ^{Aa}
PpAr	600.1(104.1) ^{Cb}	311.1(49.0) ^{Aa}
Hígido (controle)	685.6(105.1) ^{Db}	330.8(51.4) ^{Aa}

Letras diferentes indicam diferença significativa pelo Duncan ($p<0,05$). Letras maiúsculas representam análises entre os tipos de grupos experimentais (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os locais de medição (análise no sentido horizontal).

A análise de variância fatorial (3X2) para os valores de resistência à fratura dos dentes submetidos à radioterapia mostrou que houve significância apenas para o fator nível de perda de estrutura dental coronária ($p=0,007$) (Tabela VI). O teste de Tukey indicou que a perda total de remanescente coronário resultou em menor resistência à fratura independente do tipo de retentor (Tabela VII).

Tabela VI. Análise de variância fatorial para os dados de resistência à fratura (N) dos dentes restaurados com diferentes protocolos submetidos à radioterapia.

	Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	Valor de F	<i>p</i>
Perda estrutural	3881635.350	1	3881635.350	7.886	.007
Tipo de retentor	176509.033	2	88254.517	.179	.836
Perda estrutural X Tipo de retentor	157396.900	2	78698.450	.160	.853
Resíduo	26580388.900	54	492229.424		
Total	30795930.183	59			

Tabela VII - 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.

	Perda parcial	Perda total
NMF	2299,30 (794,70) ^{Aa}	1732,30 (875,36) ^{Ab}
PFV	2183,50 (618,30) ^{Aa}	1589,10 (615,30) ^{Ab}
Ausência de retentor	2159,10 (736,53) ^{Aa}	1794,40 (502,17) ^{Ab}

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 retentor (análise no sentido vertical) e letras minúsculas representam comparação entre os níveis de perda estrutural (análise no sentido horizontal).

A análise do padrão de fratura das amostras irradiadas (Tabela VIII) indicou que o grupo controle (dentes hígidos) apresentou somente fraturas coronárias (tipo VI) (n=10). Na análise do padrão de fratura nos grupos com Pp verificou-se que os dentes restaurados com Nmf apresentaram prevalência de fraturas tipo III (n=7), sendo que em 1 dente ocorreu envolvimento de furca. Os dentes com Pfv e Ar apresentaram prevalência de fraturas no terço médio sem envolvimento de furca (tipo III a) (n= 7 e 4, respectivamente). A análise dos grupos com Pt mostrou que nos dentes restaurados com Nmf predominaram fraturas tipo V (n=4). Nos dentes com Pfv houve predominância de fraturas radiculares no terço médio sem envolvimento de furca (tipo III a) (n= 5) e os dentes com Ar apresentaram 5 fraturas radiculares tipo II.

Tabela VIII – Distribuição dos padrões de fratura para os dentes submetidos à radioterapia (n=10).

	I	II	III		IV	V	VI
			A	B			
Controle	-	-	-	-	-	-	10
PpNmf	-	1	6	1	1	1	-
PpPfv	-	3	7	-	-	-	-
PpAr	-	3	4	-	2	1	-
PtNmf	-	2	2	2	-	4	-
PtPfv	2	1	5	-	2	-	-
PtAr	5	5	-	-	-	-	-

Nos grupos de dentes submetidos à radioterapia não foi possível analisar estatisticamente a deformação radicular, uma vez que os valores de deformação obtidos foram altamente discrepantes e, portanto, não passíveis de comparação e relação com os achados dos dentes não-irradiados.

Na comparação dos valores de resistência à fratura entre dentes não-irradiados e irradiados para cada grupo por meio do teste t-Student (Tabela IX), verificou-se diferença estatisticamente significativa apenas para o grupo PpPfv, em que os dentes irradiados apresentaram diminuição da resistência em relação aos não-irradiados.

Tabela IX - Valores médios de resistência à fratura, desvio padrão (N) para comparação entre dentes não-irradiados e irradiados para cada grupo experimental.

Grupos		Média (DP)		Valor <i>p</i> <i>t</i> -Student	Redução da resistência (%)
		Não-Irradiado	Irradiado		
Hígido (controle)		1333,00 (438,87)	1336,80 (396,54)	<i>p</i> =0.980	0,29 Ni
NMF	perda parcial	2934,00 (785,95)	2299,30 (794,70)	<i>p</i> =0.089	21,64 I
	perda total	1879,10 (555,61)	1732,30 (875,36)	<i>p</i> =0.659	7,81 I
PFV	perda parcial	2854,20 (642,96)	2183,50 (618,30)	<i>p</i> =0.014*	23,49 I
	perda total	2120,00 (589,94)	1589,10 (615,30)	<i>p</i> =0.064	25,04 I
AR	perda parcial	2034,90 (680,15)	2159,10 (736,53)	<i>p</i> =0.609	5,75 Ni
	perda total	1528,30 (534,23)	1794,40 (502,17)	<i>p</i> =0.266	14,82 Ni

*Indica diferença estatística significativa para o fator radiação dentro de cada grupo experimental - Teste t-Student (*p*<0,05).

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo suportam a hipótese testada, pois o nível de perda de estrutura dental coronária e o tipo de retentor afetaram significativamente a resistência à fratura, padrão de fratura e deformação estrutural mensurada na superfície radicular em molares submetidos ou não à radioterapia.

Quando um retentor é requerido em molares tratados endodonticamente, como resultado da extensa perda de estrutura dental, ele deve ser posicionado no canal mais largo e retilíneo para evitar enfraquecimento da raiz durante o preparo para inserção do pino e evitar perfuração da raiz em canais curvos (Schwartz & Robbins 2004; Cheung 2005). O canal distal em molares mandibulares usualmente são os melhores canais para a inserção do pino (Schwartz & Robbins 2004; Cheung 2005). Baseado nestas considerações, todos os Nmf e Pfv utilizados neste estudo foram inseridos no canal distal dos molares mandibulares.

Na análise dos dentes não submetidos à radioterapia com relação aos diferentes níveis de perda estrutural, este estudo mostrou que a perda parcial, com manutenção de remanescente coronário de 2 mm, resultou em resistência à fratura mais elevada comparada à perda total de estrutura dental coronária (Tabela II). A presença deste remanescente possibilita abraçamento da coroa total metálica em torno das paredes de dentina estendendo cervicalmente até o término do preparo, o que constitui o efeito férula (Morgano & Brackett, 1999; Morgano et al., 2004; Schwartz & Robbins 2004; Ichim et al., 2006). Parâmetro que tem sido largamente suportado em estudos que analisam dentes anteriores, e que relatam que a presença de férula aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nichols, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Akkayan, 2004; Tan et al., 2005; Ichim et al., 2006; Pereira et al., 2006). Assim, este estudo mostra que a indicação de manutenção do remanescente dental objetivando a realização de férula no preparo deve ser estendida aos molares.

As tensões na dentina radicular durante a função estão concentradas na circunferência do dente, enquanto o nível de tensões no canal radicular tende a ser de baixa intensidade (Assif & Gorfil, 1994, Torbjörner &

Fransson, 2004). O centro da raiz constitui área neutra e assim nenhum reforço é requisitado nesta região. Se o reforço é desejado, a incorporação da férula no preparo da coroa, envolvendo preferencialmente toda a circunferência da raiz, protege o remanescente dental, especialmente na região onde as tensões são maiores (Torbjörner & Fransson, 2004).

Com a presença de férula ocorre distribuição de tensões mais homogênea na dentina radicular refletindo menor influência do fator concentrador de tensões do retentor radicular (Morgano, 1996), o que acaba sendo diretamente proporcional a quantidade de dentina remanescente (Tan et al., 2005). Adicionalmente, a maior quantidade de dentina pode criar fundação mais estável para o retentor e núcleo de preenchimento (Tan et al., 2005).

Além disso, a férula tende a manter a integridade da linha de cimentação da coroa (Libman & Nicholls, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003) e reduzir a concentração de tensões na junção núcleo e retentor (Morgano, 1996; Morgano & Brackett, 1999; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003), o que provavelmente contribui para a maior resistência do conjunto dente-restauração, principalmente no processo de fadiga. Todas estas considerações podem justificar o aumento da resistência à fratura nos grupos de dentes não-irradiados com perda parcial verificado neste estudo. Por outro lado, a predominância de fraturas radiculares nestes grupos (Tabela III) pode estar relacionada aos achados de estudo prévio (Ichim et al., 2006) que empregou análise de elementos finitos em modelo de incisivo superior, mostrando que a presença de férula leva a maior área sob tensões de tração na dentina palatina, o que pode favorecer o desenvolvimento de trincas na porção palatina da raiz levando eventualmente a uma fratura radicular oblíqua.

Em contrapartida, nos grupos não-irradiados com perda total e, portanto, ausência de férula, as tensões são predominantemente suportadas pelo retentor e núcleo de preenchimento, que poderão eventualmente fraturar, caso contrário, fratura radicular vertical poderá ocorrer (Morgano, 1996; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Ichim et al., 2006) em função da alavanca gerada pelo retentor no interior do canal. Isto explica o padrão de fratura observado nos grupos NiPtPfv e NiPtAr, que tiveram predominância de fraturas com

envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor (Tipo I), e no grupo NiPtNmf, que apresentou predominância de fraturas radiculares longitudinais (Tipo V) (Tabela III).

A análise da resistência à fratura em dentes não-irradiados em função dos diferentes tipos de retentores intra-radulares mostrou que a ausência de retentor intra-radicular diminuiu a resistência à fratura em molares tratados endodonticamente, comparado aos grupos restaurados com Nmf e Pfv, independente do tipo de remanescente (Tabela II). Devido ao menor reforço da porção coronária pela ausência de retentor, as tensões são transferidas somente a resina composta e a estrutura remanescente, levando a fraturas sob carga inferior quando comparado aos grupos que empregaram Nmf ou Pfv. Retentores são capazes de transmitir parte das tensões geradas pelo carregamento para os canais radiculares preparados, distribuindo a carga sobre maior área de estrutura dental, resultando assim em maiores valores de resistência à fratura (Salameh et al., 2008). Desta forma, a partir desses resultados, pode-se sugerir a indicação de retentor intra-radicular em molares tratados endodonticamente não-irradiados com perda considerável de estrutura dental coronária.

Com relação à similaridade na resistência à fratura entre os grupos não-irradiados restaurados com Pfv e Nmf, independente do tipo de remanescente (Tabela II), pode-se sugerir que isto tenha ocorrido em função da direção da força aplicada nos molares, que no presente estudo foi de 25°, o que se aproxima da função fisiológica (Langlade, 2002). A componente de força nos molares tende a ser próxima de uma ação compressiva axial, com menor intensidade de forças fora do longo eixo do dente, ao contrário do que ocorre nos dentes anteriores (Naumann et al., 2005). Em consequência disto, pode-se sugerir que os retentores serão submetidos a baixas forças de flexão e assim, a diferença entre as propriedades destes não exercerão influência significativa nos valores de resistência à fratura.

Outras possíveis justificativas para a similaridade de desempenho dos grupos restaurados com Pfv em relação aos restaurados com Nmf são a alta resistência à compressão da resina nanoparticulada (Z350) associada ao

pino de fibra de vidro, e adequada formação de complexo adesivo único entre pino de fibra, cimento, resina composta e estrutura radicular (Malferrari et al., 2003; Prisco et al., 2003; Cheung, 2005), proporcionando distribuição favorável de tensões neste conjunto (Joshi et al., 2001; Barjau-Escribano et al., 2006). Além disto, a restauração dos dentes com coroa total metálica, como realizado neste estudo, diminui o efeito do retentor na resistência total do conjunto.

Nos grupos não-irradiados com perda parcial, o reforço após a cimentação de uma coroa total com a presença de férula torna a diferença entre retentores rígidos e retentores com maior capacidade de deformação elástica menos óbvia (Torbjörner & Fransson, 2004). Estudo que testou pré-molares restaurados com coroas com férula de 1,2 mm submetidos a carregamento com inclinação de 30° mostrou da mesma forma que a resistência à fratura e padrão de fratura independem do tipo de sistema de retentor aplicado (Fokkinga et al., 2006).

A ocorrência de semelhança estatística na resistência à fratura entre os grupos NiPtNmf e NiPtPfv (Tabela II), e o padrão de fratura menos catastrófico no NiPtPfv (Tabela III) são informações valiosas ao clínico no intuito de definir que pinos pré-fabricados de fibra podem ser indicados em molares não-irradiados com ausência de remanescente coronal restaurados com coroa total metálica. Outro aspecto importante é a dificuldade de moldagem do Nmf em molares com raízes divergentes, uma vez que podem ocorrer problemas relacionados à trajetória de inserção e a confecção de núcleos bipartidos pode ser requerida em razão da divergência radicular (Morgano et al., 2004). Nestes casos o emprego de Pfv parece ser uma alternativa viável, já que estes pinos utilizam técnica de inserção relativamente simples além de consumirem menor tempo clínico (Malferrari et al. 2003; Cheung, 2005).

Na análise fatorial da deformação em dentes não-irradiados, os dentes hígidos apresentaram maior valor de deformação na região vestibular comparados aos outros grupos (Tabela V). Isso pode ser justificado pela ausência de um fator concentrador de tensões na estrutura, como a coroa e retentor metálicos. Na região vestibular, o grupo NiPpAr apresentou menor

valor de deformação comparado ao grupo controle (Tabela V), devido à presença de coroa metálica, que em função de seu alto módulo de elasticidade, concentra tensões no seu interior. Adicionalmente, NiPpAr apresentou maior valor de deformação vestibular comparado aos grupos com inserção de retentor, sendo estatisticamente significativa somente em relação a NiPpPfv, NiPtPfv (Tabela V). Esta maior deformação ocorre pela maior solicitação do remanescente coronário e da dentina cervical em função da ausência de retentor, que possibilitaria distribuição de parte das tensões para a raiz, o que também justifica o menor valor de resistência à fratura encontrado neste grupo em relação aos grupos com Nmf e Pfv (Tabela II).

Nos grupos NiPpPfv e NiPtPfv, como o Pfv promove distribuição de tensões homogênea ao longo de toda a dentina radicular, a deformação na região cervical foi ainda menor em relação a Nmf, e por isso estatisticamente menor em relação a NiPpAr. O grupo NiPtAr apresentou o menor valor de deformação vestibular (Tabela V), pois na ausência de remanescente coronário e retentor, as tensões serão suportadas predominantemente pelo núcleo de preenchimento, assim a dentina cervical não será tão solicitada, o que também justifica a predominância de fraturas tipo I neste grupo (Tabela III), sem envolvimento de estrutura dental radicular.

Na região proximal a deformação foi estatisticamente similar entre todos os grupos de dentes não-irradiados (Tabela V). Isto ocorreu em função desta superfície ser menos solicitada frente ao carregamento compressivo com inclinação de 25° empregado neste estudo. Comparando os valores de deformação obtidos nas superfícies vestibular e proximal, apenas os grupos NiPtAr, NiPtPfv e NiPpPfv foram estatisticamente similares (Tabela V). Nos grupos com Pfv isto também se justifica pela distribuição de tensões de forma homogênea promovida por este pino, e no NiPtAr, esta semelhança ocorreu pela pequena solicitação da dentina cervical tanto na vestibular quanto na proximal, em função da ausência de férula e retentor intra-radicular.

Na análise de resistência à fratura dos dentes submetidos à radioterapia, com relação aos diferentes níveis de perda estrutural, este estudo mostrou que a perda parcial de estrutura dental coronária aumentou a

resistência à fratura do complexo dente-restauração comparada à perda total (Tabela VII), assim como ocorreu nos dentes não submetidos à radioterapia (Tabela II). Isto também pode ser justificado pela possibilidade de realização da férula, em função da manutenção do remanescente coronário de 2 mm, mostrando assim a importância de manter a estrutura remanescente cervical mesmo em dentes submetidos à radioterapia. Entretanto, o padrão de fratura em dentes irradiados diferiu dos dentes não-irradiados nos grupos PtAr e PtPfv, sendo que nos dentes irradiados ocorreu predominância de fraturas radiculares tipo I e II para PtAr e tipo IIIa para PtPfv (Tabela VIII), e nos não-irradiados destes dois grupos houve predominância de fraturas tipo I (Tabela III).

A ocorrência de fraturas radiculares nos dentes irradiados, mesmo nos grupos com perda total, está relacionada à alteração da dentina em consequência da radioterapia. A dureza, mensurada por nano-endentação, diminui 61% na dentina quando irradiada sob o mesmo protocolo do presente estudo (60 Gy, 2 Gy/dia, 5 dias/semana) (Franzel et al., 2006).

A interação da matriz orgânica com cristais de apatita se origina da ligação eletrostática de cadeias laterais de carboxilato no colágeno e grupos fosfato na superfície mineral, via íons de cálcio (Franzel et al., 2006). 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 e grupos fosfato (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 torna-se rugosa. Como consequência da descarboxilação, a dureza e a elasticidade da dentina irradiada é dramaticamente reduzida (Franzel et al., 2006). Como 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 30).

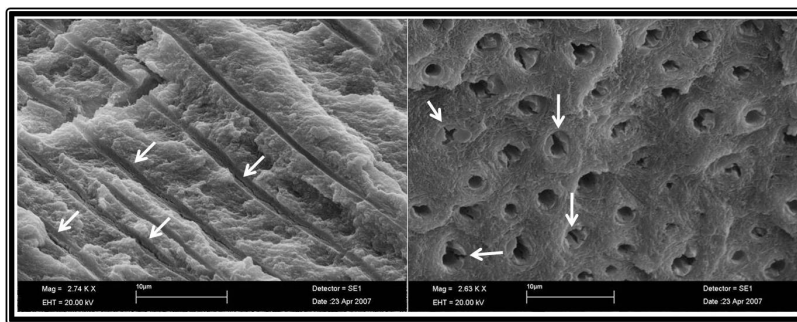


Figura 30 – Setas indicam microtrincas no substrato dentinário (Soares et al., 2009).

Além das alterações na porção mineral, a radioterapia também leva a destruição da matriz orgânica por um processo de radiólise (Guy Poyto & Pharoah, 1989 citado por Pioch et al., 1992). A formação de radicais livres de hidrogênio e peróxido de hidrogênio como um reagente oxidante forte, oriundos de reações com as moléculas de água diante da absorção de raios ionizantes, promove a desnaturação dos componentes orgânicos das estruturas dentais, como as fibrilas colágenas (Guy Poyto & Pharoah, 1989 citado por Pioch et al., 1992), reduzindo assim a estabilidade interna da dentina (Pioch et al., 1992; Soares et al., 2009).

A análise da resistência à fratura para os dentes submetidos à radioterapia, em função dos diferentes tipos de retentores intra-radiculares, indicou similaridade estatisticamente significativa entre Ar, Pfv e Nmf (Tabela VII). Comparando os valores de resistência à fratura entre dentes irradiados e não-irradiados obtidos nos mesmos grupos (Tabela IX), verificou-se diminuição da resistência nos dentes irradiados restaurados com Nmf e Pfv e aumento da resistência nos grupos com Ar. Isto pode justificar a similaridade na resistência entre Ar, Pfv e Nmf para os dentes irradiados (Tabela VII), diferentemente do que ocorreu nos não-irradiados, em que Ar diminuiu a resistência comparado a Nmf e Pfv (Tabela II). Pode-se sugerir que isto ocorreu em função da alteração do módulo de elasticidade da dentina humana irradiada comparada a dentina não-irradiada. Estudo que mensurou o módulo de elasticidade da dentina por nano-endentação no mesmo protocolo de radiação utilizado neste estudo mostrou diminuição de 66% do módulo de elasticidade da dentina após a radioterapia (dentina não irradiada: 22,37 GPa; dentina irradiada: 7,6 GPa)

(Franzel et al., 2006). Essa alteração da propriedade mecânica da dentina irradiada altera o seu padrão de relação com os retentores intra-radulares. Quando esta não é irradiada a relação do módulo de elasticidade de dentina X pino de fibra de vidro é de aproximadamente 22 X 20 GPa (Barjau-Escribano et al., 2006), já quando irradiada esta relação se altera para aproximadamente 7 x 20 GPa. Para o Nmf esta relação é de 22 X 200 GPa (Joshi et al., 2001) para a dentina não irradiada e de 7 X 200 GPa para a irradiada. Desta forma, em se tratando de dentina irradiada, ambos retentores comportam-se como estrutura rígida no interior do canal, sendo que esta relação de rigidez é aproximadamente 10 vezes maior para o Nmf quando comparado a Pfv.

Assim, de acordo com a Tabela IX pode-se observar diminuição da resistência à fratura nos dentes irradiados com inserção de retentor, em função do retentor ser capaz de transmitir parte das tensões geradas pelo carregamento para a dentina radicular (Salameh et al., 2008), que se apresenta com menor resistência coesiva, dureza, elasticidade e com micro-trincas na hidroxiapatita mineral (Franzel et al., 2006; Soares et al., 2009), além da desnaturação da porção orgânica em consequência da radioterapia (Guy Poyto & Pharoah, 1989 citado por Pioch et al., 1992). Nos grupos de dentes irradiados que empregaram o Pfv houve maior redução da resistência à fratura em comparação aos dentes não-irradiados, sendo que nos grupos com Pp esta redução foi de 23,49% sendo estatisticamente significativa e no grupo com Pt esta redução foi de 25,04%. Isto se deve em função do Pfv transferir mais tensões à dentina por estar aderido (Malferrari et al., 2003; Prisco et al., 2003; Cheung, 2005) e apresentar módulo de elasticidade menor que o Nmf. Desta forma, esse retentor solicita mais a dentina radicular irradiada comparado a Nmf, levando a fraturas coesivas da dentina, não envolvendo região de adesão entre cimento e camada superficial da dentina. O Nmf, pela própria propriedade de concentrar tensões em função de seu alto módulo de elasticidade, resultará em menor porcentagem de diminuição da resistência à fratura comparada a Pfv, apresentando uma redução de 21,64% nos dentes irradiados com Pp e 7,81% nos com Pt. Já no grupo com Ar em dentes irradiados, apesar do menor reforço da porção coronária pela ausência de retentor, a dentina radicular

irradiada parece ser menos solicitada, justificando assim a similaridade com Pfv e Nmf (Tabela VII).

Adicionalmente, os dentes irradiados com Ar apresentaram valores de resistência à fratura pouco superiores aos não-irradiados com Ar (Tabela IX), sendo que nos com Pp o aumento foi de 5,65%, e com Pt de 14,82%. Assim, em função da redução do módulo da dentina irradiada, as tensões tenderão a concentrar-se na coroa metálica e a dentina radicular irradiada será menos solicitada. Outra possível justificativa para este pequeno aumento da resistência pode estar relacionada à formação de cristalitos de hidroxiapatita na dentina irradiada deixando a superfície do substrato mais rugosa em função da descarboxilação (Franzel et al., 2006). Assim, como neste estudo foi utilizado um cimento auto-adesivo que apresenta uma intensa interação química com a hidroxiapatita (Gerth et al., 2006), pode-se sugerir que ocorreu maior interação entre este cimento e os cristalitos de hidroxiapatita na dentina irradiada na região cervical, favorecendo um pequeno aumento da adesão. Como estes cristalitos localizam-se superficialmente, as fraturas foram coesivas da dentina ocorrendo predominantemente na região cervical (tipo II) (Tabela VIII).

Na análise comparativa entre dentes hígidos não-irradiados e irradiados, com relação à resistência à fratura, houve similaridade estatística entre estes dois grupos (Tabela IX). Entretanto, ao analisar os valores de resistência destes dentes, pode-se observar que estes apresentaram menores valores de resistência à fratura em comparação aos dentes restaurados, o que está diretamente relacionado à presença de esmalte e dentina com menor tenacidade a fratura e menor resistência à tração que a liga metálica usada na confecção da coroa. Isto justifica ainda a predominância do padrão de fratura tipo VI nestes grupos (Tabelas III e VIII). Assim, a ocorrência de fraturas coronárias, incluindo várias fraturas do esmalte e na junção esmalte-dentina nos dentes hígidos, pode justificar os menores valores de resistência encontrados nestes grupos. Em estudo que empregou análise de elementos finitos em modelo bidimensional em molar inferior, observou-se considerável concentração de tensões no esmalte oclusal e na junção esmalte-dentina distribuídas simetricamente em relação à câmara pulpar (Dejak et al., 2003).

Com a aplicação de carga axial a tensão máxima no esmalte foi 45,9 MPa e na dentina 10,4 MPa (Dejak et al., 2003). Já na simulação de carregamento oclusal, com inclinação próxima a aplicada neste estudo, o valor máximo de tensões no esmalte foi 65,6 MPa e na dentina 13 MPa (Dejak et al., 2003). A análise da distribuição de tensões e valores máximos de tensões no esmalte encontrados neste estudo prévio (Dejak et al., 2003) pode justificar a prevalência de fraturas de esmalte e na junção esmalte-dentina observadas nos dentes hígidos no presente estudo. Adicionalmente, a aplicação de carregamento compressivo com inclinação de 25° no ensaio de resistência à fratura pode ter favorecido este tipo de fratura.

Com relação à similaridade estatística encontrada entre dentes hígidos irradiados ou não (Tabela IX), pode-se sugerir que isto também está diretamente relacionado à predominância de fraturas do esmalte e na junção esmalte-dentina nestes grupos. A dureza, mensurada por nano-endentação, diminui 94% no esmalte quando irradiado sob o mesmo protocolo do presente estudo (Franzel et al., 2006). Além disso, como a radioterapia provoca a desnaturação da porção orgânica das estruturas dentais por radiólise (Guy Poyto & Pharoah, 1989 citado por Pioch et al., 1992), a estabilidade da junção esmalte-dentina é reduzida, uma vez que as fibrilas colágenas estão diretamente relacionadas à ligação entre esmalte e dentina (Pioch et al., 1992). Assim, apesar do esmalte irradiado apresentar menor dureza que poderia levar a menor susceptibilidade ao desenvolvimento e propagação de trincas comparado ao esmalte não-irradiado, a estabilidade da junção esmalte-dentina está reduzida favorecendo a fratura nesta região, justificando assim a similaridade entre ambos.

Nos grupos de dentes submetidos à radioterapia não foi possível analisar a deformação radicular, uma vez que, em função da grande alteração da estrutura dental provocada pela radiação, como relatado anteriormente, os valores de deformação obtidos foram altamente discrepantes e, portanto, não passíveis de comparação e relação com os achados dos dentes não-irradiados.

Os valores de resistência à fratura encontrados em todos os grupos testados neste estudo foram consideravelmente maiores que as forças

fisiológicas máximas que atuam nos dentes posteriores na cavidade oral. Recentemente, as forças máximas de mordida no primeiro molar descritas variam entre 859 N (Cosme et al., 2005) e 878 N (Ahlberg et al., 2003). Isto se justifica pelo emprego do ensaio de carga estática neste estudo. Além disso, o grande número de fatores que podem interferir na resistência à fratura faz com que os métodos experimentais empregados em análise “in vitro” não representem fielmente a realidade das falhas que estes dentes estão sujeitos clinicamente, processo que se dá prioritariamente por fadiga (Torbjörner & Fransson, 2004; Fokkinga et al., 2006). Assim, este estudo tem algumas limitações, como a falta de envelhecimento e fadiga das amostras. Cargas cíclicas térmicas e mecânicas são características interessantes na análise de dentes tratados endodonticamente. Desta forma, estudos futuros envolvendo cargas cíclicas são sugeridos, assim como a análise por elementos finitos com modelos 3D, que pode melhor elucidar a distribuição de tensões, não somente no retentor ou na coroa, mas em todas as estruturas que envolvem o complexo dente-restauração.

Baseado em perspectiva clínica, é sugerido que a conservação de estrutura dental coronária é fundamental para oferecer resistência adequada e melhorar o prognóstico na reabilitação de molares tratados endodonticamente submetidos ou não à radioterapia. Adicionalmente, na reabilitação de molares tratados endodonticamente não submetidos à radioterapia e com perda considerável de estrutura dental coronária, sugere-se a indicação de retentor intra-radicular. Nos molares com ausência de remanescente coronário pinos pré-fabricados de fibra podem ser indicados. Já nos molares tratados endodonticamente submetidos à radioterapia, frente aos resultados obtidos neste estudo que empregou o cimento auto-adesivo RelyX U100, parece que a indicação de retentor intra-radicular não é necessária na reabilitação destes dentes.

CONCLUSÕES

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

- 1- A presença de férula de 2 mm é fator determinante na resistência e padrão de fratura em molares TE submetidos ou não à radioterapia restaurados com coroas totais metálicas, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular.
- 2- A ausência de retentor diminuiu a resistência à fratura dos dentes não-irradiados e houve similaridade na resistência entre os grupos não-irradiados restaurados com Pfv e Nmf, independente do nível de perda estrutural coronária.
- 3- Nos dentes não-irradiados com Pp houve predominância de fraturas catastróficas independente do tipo de retentor, enquanto nos com Pt apenas os restaurados com Nmf resultaram em fraturas catastróficas, sendo que o emprego de Pfv ou Ar resultou em fraturas passíveis de reparação.
- 4- A deformação na região vestibular de molares não-irradiados foi maior nos dentes hígidos e menor no grupo com PtAr. A inserção de Pfv reduziu a deformação vestibular em molares não-irradiados comparado ao grupo com PpAr. Na região proximal a deformação foi estatisticamente similar entre todos os grupos de molares não-irradiados.
- 5- O tipo de retentor não influenciou a resistência à fratura de molares TE irradiados, independente do nível de perda estrutural coronária.
- 6- Molares TE irradiados com Pp apresentaram prevalência de fraturas catastróficas, e nos com Pt a ausência de retentor resultou em fraturas reparáveis, enquanto que os restaurados com Pfv e Nmf resultaram em fraturas catastróficas.
- 7- A irradiação reduziu significativamente a resistência à fratura apenas para o grupo PpPfv.

REFERÊNCIAS

1. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. **Cranio**. 2003;21(4):248-52.
2. Akkayan B, Gulmetz T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent**. 2002;87(4):431-7.
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):155-62.
4. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**. 1994;71(6):565-7.
5. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent**. 2006;31(1):47-54.
6. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent** 1992;20(3):131-9.
7. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. **J Am Dent Assoc**. 2005;136(5):611-9.
8. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. **Int J Prosthodont**. 2005;18(4):328-32.
9. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. **J Prosthet Dent**. 2003;90(6):591-7.
10. 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):250-6.

11. 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(2):148-54.
12. 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):934-41.
13. 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):241-4.
14. Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **Int Endod J.** 2006;39(6):443-52.
15. Jervoe P. X-ray diffraction investigation on the effect of experimental and in situ radiation on mature human teeth. **Acta Odontol Scan.** 1970; 28(5):623-31.
16. Jhan BC & da Silva Freire AR. Oral complications of radiotherapy in the head and neck. **Rev Bras Otorrinolaringol.** 2006;72(5):704-8.
17. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Metha A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elements in Analysis and Design** 2001;37(8):587-601.
18. Kielbassa AM, Hinkelbein W, Hellwig E, Meyer-Luckel H. Radiation-related damage to dentition. **Lancet Oncol.** 2006;7(4):326-35.
19. Langlade M. **Diagnóstico Ortodôntico.** São Paulo: Editora Santos, 2002. 742p. Cap. Diagnóstico e Oclusão, p. 72-73.
20. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int J Prosthodont.** 1995;8(2):155-161.
21. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. **Int J Prosthodont.** 2003;16(1):39-44.

22. Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LR, Soares CJ. Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentine. **Int Endod J.** 2008;41(6):476-84.
23. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent.** 1996; 75(4):375-380.
24. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J Prosthet Dent.** 1999; 82(6):643-57.
25. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. **Dent Clin North Am.** 2004;48(2):397-416.
26. 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.
27. Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. **J Prosthet Dent.** 2006;95(1):50-4.
28. 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):241-4.
29. Prisco D, De Santis R, Mollica F, et al. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. **Oper Dent.** 2003;28(5):515-21.
30. Salameh Z, Ounsi HF, Aboushelib MN, Sadig W, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass fiber post in combination with a zirconia-ceramic crown. **J Dent.** 2008;36(7):513-9.
31. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, et al. 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):752-5.

32. 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.
33. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod.** 2004;30(5):289-301.
34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent.** 2006;95(6):421-9.
38. 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):11-6.
39. 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):603-6.
40. 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.** 2008a;34(8):1015-9.

41. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(2):114-22.
42. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically-treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1990;63(5):529-536.
43. 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(7):723-728.
44. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent.** 2005;93(4):331-6.
45. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont.** 2004;17(3):369-76.
46. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol.** 1985;1(3):108-11.
47. Vissink A, Jansma J, Spijkervet FK, Burlage FR, Coppes RP. Oral sequelae of head and neck radiotherapy. **Crit Rev Oral Biol Med.** 2003;14(3):199-212.
48. Walker R. Direct Effect of Radiation on the Solubility of Human Teeth In Vitro. **J Dent Res.** 1975;54(4):901.
49. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006;22(11):1035-44.
50. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent.** 2003;89(4):368-73.

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 072/08 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO
CEP/UFU: 281/07**

Projeto Pesquisa: "Efeito da radioterapia na resistência à fratura e deformação de molares tratados endodonticamente com diferentes níveis de perda estrutural restaurados com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro."

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

Uberlândia, 14 de março de 2008.

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

Orientações ao pesquisador

- 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.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram 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 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.