

Marina Guimarães Roscoe

**Influência da perda óssea, tipo de retentor e presença
de remanescente coronário no comportamento
biomecânico de caninos superiores tratados
endodonticamente**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2011

Marina Guimarães Roscoe

**Influência da perda óssea, tipo de retentor e presença
de remanescente coronário no comportamento
biomecânico de caninos superiores tratados
endodonticamente**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientadora: Profa. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos - Filho

Prof. Dr. Elcio Marcantonio Júnior

Uberlândia

2011

EPÍGRAFE

"A vida tem a cor que você pinta". Mário Bonatti;

"Viver é desenhar sem borracha". Millôr Fernandes

DEDICATÓRIA

À VIDA

**À força criadora pelo presente da vida,
Por tê-la assim da forma que tenho...**

**Obrigada pela constante alegria, pela nova realização, por tanto calor e
cor e por tanto amor...**

Obrigada à vida!

“Escuta o canto da vida. Conserva em tua memória a melodia que ouvires. Aprende dela a lição de harmonia.” Mabel Collins

AOS MEUS PAIS, ISABEL E EDUARDO

- MEU PORTO SEGURO -

**À vocês, exemplos de amor, carinho, cumplicidade e entusiasmo frente
à nossa família, obrigada!!!**

**Obrigada por acreditarem e fazer-me acreditar na vida pautada na
sinceridade, na amizade e na liberdade...**

Obrigada pelos ensinamentos e pelos eternos mimos...

Obrigada por presentear-me com tão bela e verdadeira família!

**Saibam que não há hora melhor do que aquela em que estamos todos
juntos.**

“Todos juntos somos fortes, somos flecha e somos arco.

Todos nós no mesmo barco, não há nada pra temer.”

Todos juntos - Os Saltimbancos. Chico Buarque.

AO MEU IRMÃO, DANIEL
O melhor irmão do mundo...
Irmão de sangue, irmão de alma...
Um guia especial, amoroso e perspicaz...
Que ilumina meus dias e acalma meu coração...
Sempre inspiração de tudo que faço!!!
Te amo muito, muito, muito.

**“Quem souber olhar em torno e ver com os olhos sábios de aprendiz,
vai estar de bem com a vida, vai achar uma saída, vai um dia ser feliz.” Toquinho**

À MINHA VÓ, MARIA HELENA
Testemunho de amor e dedicação à família!
Exemplo de luta, dignidade e alegria de viver.
Obrigada pelo amor, incentivo, carinho e admiração sempre
demonstrados.
Te amo muito.

“As coisas mais simples da vida são as mais extraordinárias, e só os sábios conseguem vê-las.”
Machado de Assis

AO MEU AMOR, DUDU
Chama de vida que ilumina meu caminho.
Meu primeiro, único e grande amor.
À quem escolhi e infinitas vezes escolheria para compartilhar todos os
dias de minha vida. Agradeço-lhe com o meu amor!

“Por onde for, quero ser seu par.” Elis Regina

AO PROFESSOR CARLOS JOSÉ SOARES

Ser orientada pelo Prof. Carlos é:

... Sofrer um deslumbramento natural de ser seu orientado
... Apaixonar-se pela pesquisa
... Surpreender-se a cada dia com sua dedicação
... Aprender a ser crítico, coerente e verdadeiro
... Fortalecer os vínculos de equipe
... Atualizar o e-mail a cada minuto à espera de uma resposta enviada
... Conviver com a transparência estampada do seu humor em sua face e
gestos.

Você será sempre um grande orientador e amigo, mestre incansável em grande parte das minhas aquisições científicas e humanas. Cinco anos de orientação se passaram e sou eternamente grata por todas as oportunidades, pelo carinho, por cada dia...

"Acreditar é monótono, duvidar é apaixonante, manter-se alerta: eis a vida." Oscar Wilde

À PROFESSORA VERIDIANA RESENDE NOVAIS SIMAMOTO

Uma das melhores surpresas de todo este caminho percorrido!
Você foi fundamental para a realização deste trabalho. Obrigada por estar sempre por perto quando precisei, aclarando minhas dúvidas, me apoiando e me tratando sempre com o maior carinho do mundo!

"O mestre deve ser meio sério, para dar autoridade à lição, e meio risonho, para obter o perdão da correção." Machado de Assis

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AOS MEUS TIOS, TIAS, PRIMOS E PRIMAS

Pela felicidade de tê-los sempre ao meu lado.

Obrigada pela imensurável torcida pela minha felicidade!

"Ah que saudade que eu tenho dos tempos de criança.

Nossa, como o tempo passa e a gente cresce."

À MARIA CLARA, GASPAR, DUDU, CAROL E VITOR

**À esta querida família que a vida trouxe para junto de mim e, que para
minha felicidade, ficará para sempre.**

Muito obrigada por todo cuidado, carinho e aconchego.

**"Não havíamos marcado hora, não havíamos marcado lugar. E, na infinita possibilidade de
lugares, na infinita possibilidade de tempos, nossos tempos e nossos lugares coincidiram."**

Rubem Alves

AO SR. ADVALDO BORGES MARTINS

**Seu exemplo de dedicação fez com que eu me aproximassem e o
respeitasse. Sua disponibilidade de ajudar sempre, com tranquilidade,
fez com que eu o admirasse a cada dia...**

Obrigada por tudo!

"E no final das contas não são os anos em sua vida que contam. É a vida nos seus anos."

Abraham Lincoln

AGRADECIMENTOS

AOS MEUS AMIGOS...

"Amigo é coisa pra se guardar do lado esquerdo do peito, dentro do coração."

Milton Nascimento

**... MELLÃO, MARIANA, DAISY, JOÃO PAULO, ARTHUR, WERNER,
DANIEL E FELIPE**

**Amigos desde a infância para a vida toda! Nos divertimos, sorrimos,
choramos e crescemos juntos. Obrigada por tudo!**

... CAROL

**Pela co-orientação durante a iniciação científica, pelos momentos
divididos, pelos inúmeros conselhos, pelo carinho e afinidade únicos,
pela amizade que vai perdurar para sempre. Muito obrigada!**

... GERMANA, MARÍLIA, DANI E ÉRICE

**Durante esta etapa, dividimos noites em claro, anseios, dúvidas e
muitas alegrias! Sou grata a cada uma de vocês por colorirem minha
vida de uma forma tão especial.**

**.... PRISCILLA, ZARAMELA, ANDRÉA, LUIS RAPOSO, JOÃO PAULO E
LUCAS**

**Impossível deixar de agradecer à vocês que foram companheiros e
amigos, compartilhando momentos que ficarão guardados para sempre.
Muito obrigada!**

... BRUNO E FABRÍCIA

Pela amizade, confiança e respeito. É muito bom sentir energias positivas e estar ao lado de pessoas que querem nosso bem.

.... FERNANDINHA

Por toda co-orientação durante minha iniciação científica. Muito obrigada pelo carinho e atenção que tem por mim. Você foi incentivadora e grande exemplo para esta nova etapa!

... NATÁLIA ANTUNES

Amiga que tem um brilho especial que ilumina cada cantinho que passa. Obrigada por todos os momentos compartilhados!

... AOS AMIGOS DA DENTÍSTICA, em especial Jaiba, Aline, Euridsse e Crisnicaw. Vocês são sempre motivo de muita alegria e descontração. Presentes da vida para mim!

... AOS ALUNOS DO MESTRADO, em especial Gabi Mesquita, Fabiane Maria, Naila, Maria Antonieta, Thais, Karla, Renata, George, Anísio, Mariana, Lorraine, Roberta, Danilo e Everton. Por cada momento vivido durante esta fase tão especial em nossas vidas.

... AOS AMIGOS DA GRADUAÇÃO, em especial Carine, Pollyanna, Renata, Sacha, Larissa, Carol, Mariana Guerra, Fabiana, Fabrícia e Silas. Tudo começou em 2005 e não tem fim...

... AOS AMIGOS DO STÚDIO UAI Q DANÇA - ARTE DE SER FELIZ
São quinze anos repletos por vibrações positivas, muita arte, muita paixão, muita alegria e muita dança. Obrigada pela iniciação à vida artística e por propiciarem a mim dias mais felizes, coloridos e dançantes!

"Usamos os espelhos para ver o rosto e a arte para ver a alma." George Bernard Shaw

AOS MEUS PROFESSORES...

"Educa quem integra, sempre e sempre, pedaços de uma realidade eternamente mais ampla do que nós". Artur da Távola

... PROFESSORES DA DENTÍSTICA, em especial Prof. Carlos José Soares, Prof. Paulo César de Freitas Santos-Filhos, Prof. Paulo Vinícius Soares, Prof. Murilo de Sousa Menezes, Prof. Gisele Rodrigues Silva e Prof. Veridiana Resende Novais Simamoto, Prof. Paulo Sérgio Quagliatto e Prof. Roberto Elias Campos. Pela alegria de encontrar profissionais brilhantes, tão essenciais em minha formação e acima de tudo responsáveis pelo ambiente fraterno no qual resalta-se o prazer do crescimento científico e humano compartilhado.

.... PROFESSORES DA PRÓTESE, em especial Prof. Adérito Soares da Mota, Prof. Flávio Domingues, Prof. Paulo Cézar Simamoto-Júnior, Prof. Alfredo Júlio Fernandes Neto. Mestres admiráveis! Meu muito obrigado por tantas e valiosas lições, sempre regadas de estímulo e carinho, incentivando-me para vislumbrar novas perspectivas no campo da odontologia.

... PROFESSORES DA GRADUAÇÃO E DA PÓS GRADUAÇÃO, em especial Prof. Rodrigo Borges Fonseca, Prof. Hugo Lemos, Prof. José Mariano Carvalho Costa, Prof. Darceny Zanetta Barbosa, Prof. Jonas Dantas Batista, Prof. Denildo Magalhães, Prof. Odorico Coelho da Costa Neto, Prof. Sérgio Vitorino, Prof. Roberto Bernardino e Profa. Rosana Ono. Obrigada por contribuírem desde os primeiros passos desta trajetória. Vocês são exemplos de competência e dedicação à minha formação.

AOS ALUNOS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E MONITORIA, em especial Kleibyane, Renata, Camila, Carlla, Silas, Fernanda, Jéssica, Belinha e Flavinha. Obrigada pela relação de respeito, cumplicidade e dedicação sempre compartilhada. Vocês foram e serão sempre lembrados na minha formação!

À TODOS QUE PASSARAM PELO LIPO DURANTE ESSES 24 MESES.

AOS FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE, em especial Abigail, Graça, Zélia, Wilton, Romildo, Bia, Fatinha. Obrigada pelo apoio e profissionalismo constantes.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, em especial ao Prof. Alfredo Júlio Fernandes Neto. Mestre e administrador que tem como meta o desenvolvimento de uma odontologia pautada na ciência e na ética, dentro de uma Universidade justa e da qual nos orgulhamos.
Muito obrigada!

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA, em especial aos administradores do curso do Odontologia, Prof. Márcio Magno e Prof. Paulo Vinícius Soares. Obrigada pelos rumos dados à nossa instituição. Minha eterna gratidão pelo crescimento profissional, científico e pessoal adquiridos durante a graduação e a pós graduação.

AO LIPO, pelo espaço físico oferecido para a realização deste experimento.

À ESTES – UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, em especial ao Prof. Paulo Cézar Simamoto-Júnior, pela colaboração fundamental nos procedimentos laboratoriais, viabilizando a execução desta pesquisa.

AO CENTRO DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO RENATO ARCHER, pelo apoio na realização da análise tridimensional de elementos finitos.

À FAPEMIG, pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante os dois anos do programa de pós graduação.

AO LABORATÓRIO DE PRÓTESE DENTÁRIA CENTERODONTO ODONTOLOGIA INTEGRADA, pelo suporte laboratorial oferecido para a confecção das coroas em cerâmica pura.

ÀS EMPRESAS ÂNGELUS E 3M-ESPE, pela doação dos materiais solicitados.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	01
RESUMO	02
ABSTRACT	03
1. INTRODUÇÃO	04
2. REVISÃO DA LITERATURA	08
3. PROPOSIÇÃO	36
4. MATERIAL E MÉTODOS	38
5. RESULTADOS	65
6. DISCUSSÃO	73
7. CONCLUSÃO	80
REFERÊNCIAS	82
ANEXOS	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% – Porcentagem
± – Mais ou menos
µS – Microdeformação
et al. – E colaboradores
min – Minutos
mm – Unidade de comprimento (milímetro)
mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto)
mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)
MEF – Método de Elementos Finitos
MPa – Força / Área (Mega Pascal)
mW/cm² – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)
Ni-Cr – Níquel cromo
NMF – Núcleo moldado fundido
Nº – Número
º – Unidade de angulação (grau)
ºC – Unidade de temperatura (graus Celsius)
p – Probabilidade
PFv – Pino de fibra de vidro
Po – Perda óssea
Po5 – 5mm de perda óssea
Re – Presença de remanescente coronário dentinário de 2mm
SRe – Ausência de remanescente coronário dentinário
SPo – Ausência de perda óssea / Suporte ósseo normal
Ω – Ohms
σmax – Tensão Máxima Principal

RESUMO

A perda de inserção óssea está relacionada a mudanças no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da perda óssea alveolar, da presença de remanescente coronário e do tipo de retentor intra-radicular no comportamento biomecânico de caninos tratados endodonticamente e restaurados com cora em cerâmica pura. Para a análise experimental, quarenta caninos superiores foram selecionados e divididos em 8 grupos experimentais ($n=10$), de acordo com três fatores em estudo: suporte ósseo, ausência e presença de 5.0mm de perda óssea; remanescente coronário, ausência e presença de 2.0mm de remanescente coronário; e tipo de retentor, núcleo moldado e fundido e pino de fibra de vidro. Os caninos foram restaurados com cora em cerâmica pura reforçada por disilicato de lítio. As amostras foram submetidas ao carregamento de compressão a 15° em relação ao longo eixo do dente, e a deformação mensurada por extensômetros fixados nas superfícies radiculares vestibular e proximal. Os valores de deformação foram submetidos a Análise de variância fatorial 2X2X2 seguido pelo teste Tukey HSD ($\alpha=0,05$). Para a análise de elementos finitos, oito modelos foram criados, simulando as mesmas variáveis da análise experimental. Todas as estruturas foram consideradas homogêneas e isotrópicas, a exceção do pino de fibra de vidro, considerado ortotrópico. Foi utilizado o critério de máxima tensão principal para análise de distribuição de tensões. A presença do remanescente coronário diminuiu significativamente a deformação vestibular e proximal. O tipo de pino mostrou pequena influência na distribuição de tensões. A presença da perda óssea aumentou significativamente a concentração de tensões, principalmente na dentina radicular e no osso cortical, e os valores de deformação em ambas as regiões mensuradas. Pode-se concluir que a presença de remanescente coronário dentinário melhorou o comportamento biomecânico, independente do tipo de pino. A presença da perda óssea alveolar de 5.0mm aumentou significativamente os valores de deformação e a concentração de tensões na dentina radicular.

Palavras-chave: biomecânica, elementos finitos, extensometria, caninos, retentor intra-radicular, remanescente coronário.

ABSTRACT

The presence of bone loss is related to changes in the biomechanical behavior of endodontically treated teeth. The purpose of this study was to evaluate the effect of alveolar bone loss, ferrule presence and post type on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines restored with all-ceramic crowns. For the experimental analysis, forty upper human canines were selected and divided into 8 experimental groups according 3 treatment variations: bone support, without or with 5.0 mm of bone loss; ferrule presence, with or without 2.0mm of ferrule; and post type, restored with cast post and cores or glass fiber post. The restored canines were loaded at a 15-degree angle, and the deformation was measured using strain gauges placed on the buccal and proximal root surfaces. Strain results were analyzed by 3-way-ANOVA and Tukey HSD tests ($\alpha=.05$). For the finite element analysis, eight 3-D models were created, following the same variations of the experimental analysis. The models were analyzed using the maximum principal stress criteria for stress distribution analysis. The presence of ferrule decreased significantly the buccal and proximal strain. The type of post showed slightly influence on the stress distribution. The presence of bone loss increased significantly the stress concentration and strain values in both regions mainly on root dentin and surrounding cortical bone. Can be possible to conclude that the presence of a ferrule improved the mechanical behavior, irrespective of the type of post. The 5.0mm of bone loss increased significantly the stress concentration and the strain on the root dentin.

Keywords: biomechanical, finite element analysis, strain gauge method, canines, posts, ferrule.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Estudos demonstram que a infecção endodôntica pode influenciar a condição periodontal e da mesma forma pode ser influenciada por ela (Jansson et al., 1993a; Ehnevid et al., 1993; Zender et al., 2002; Ørstavik et al., 2004; Stassen et al., 2006). Dentes tratados endodonticamente com presença de inflamação periapical podem estar associados a grandes profundidades de sondagem (Jansson et al., 1993a). Esta associação compromete a cicatrização periodontal após terapia periodontal não-cirúrgica (Ehnevid et al., 1993; Chen et al., 1997). Pode ainda potencializar a progressão da doença periodontal avançada (Jansson et al., 1995), bem como aumentar a freqüência de perdas ósseas; em comparação aos dentes com condições de polpa normais (Jansson et al., 1993b). Associado ao tratamento endodôntico podem ser identificadas alterações nas propriedades mecânicas da dentina devido à ação de irrigantes, medicações intra-canais, materiais obturadores (Schwartz & Robbins, 2004; Soares et al., 2007), assim como a perda da integridade estrutural devido à cárie e ao preparo cavitário (Lang et al., 2006).

Quando a perda estrutural compromete o remanescente coronário dentinário reduzindo a capacidade de reter o núcleo de preenchimento e a coroa, os retentores intra-radiculares são indicados (Morgano et al., 2004). Entretanto, estudos clínicos têm mostrado que dentes restaurados com retentores são mais freqüentemente associados às patologias periapicais (Eckerbom & Magnusson, 2001) e às perdas em altura óssea (Eliasson et al., 1995; Fredriksson et al., 1998; Timmerman & Van der Weijden, 2006; Katsamakis et al., 2009). Estes aspectos podem interferir com o suporte dental provido pela ação combinada do osso alveolar e do ligamento periodontal (Geramy & Faghihi, 2004; Susin et al., 2004; Aversa et al., 2009). A reabsorção do osso alveolar aumenta a distância entre o local de carregamento oclusal e a crista óssea, aumentando a resultante de alavanca decorrente da mastigação (Komada et al., 2006). Portanto, para o sucesso de um sistema formado por retentor intra-radicular e núcleo de preenchimento, o entendimento de todos os fatores biomecânicos que afetam a habilidade em reter a restauração são

necessários. Estes fatores envolvem aspectos vinculados ao material de constituição do retentor; comprimento, espessura e configuração (Joshi et al., 2001), e aspectos vinculados à estrutura dental, tais como a presença de remanescente coronário dentinário (Morgan et al., 1996; Zhi-Yue & Lu-Xing, 2003; Ichim et al., 2006; da Silva et al., 2010).

Materiais com alto módulo de elasticidade comparado ao da dentina, como retentores metálicos, geram grandes deformações e concentrações de tensão nas interfaces, modificando negativamente o comportamento biomecânico do complexo restaurador e gerando, mais freqüentemente, falhas irreparáveis (Zarone et al., 2006). Entretanto, materiais com menor módulo de elasticidade, semelhante ao da dentina, como os pinos de fibra de vidro e a resina composta, acompanham os movimentos de flexão natural do dente, reduzindo a concentração de tensão nas interfaces, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Zarone et al., 2006). Independente do tipo de pino, estudos têm reportado que, diante da restauração de dentes tratados endodonticamente com retentores intra-radicular, núcleo de preenchimento e coroa, a presença de remanescente coronário dentinário melhora a resistência à fratura por distribuir forças na estrutura dentária remanescente (Zhi-Yue & Lu-Xing, 2003; Ichim et al., 2006).

Os caninos, dentes mais robustos e mais longos do arco, são os dentes que apresentam maior longevidade na cavidade oral, estando expostos com maior freqüência à diversas injúrias. Traumas oclusais, perda óssea e presença de grandes destruições coronárias devem ser consideradas relevantes no estudo de caninos para definição do planejamento ideal para reabilitação. Entretanto, nenhum destes estudos investigou este efeito em caninos com presença de perda óssea considerável, fato este muito freqüente neste grupo de dentes que permanecem na cavidade bucal por mais tempo e desempenham papel relevante no planejamento protético.

Devido às limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais do comportamento do complexo restaurador dente-restauração, a combinação de ensaios laboratoriais mecânicos não-destrutivos, como o ensaio de extensometria, e simulação computacional, como a análise de

elementos finitos, pode contribuir para melhor entendimento de todo o processo de falha, provendo análise biomecânica seqüencial e detalhada do comportamento da amostra (Soares et al., 2008).

Diante deste contexto, parece oportuno investigar a influência da perda óssea alveolar, do tipo de pino e da presença de remanescente coronário no comportamento biomecânico de caninos tratados endodonticamente. A hipótese nula é de que o comportamento mecânico (expresso por deformação e distribuição de tensões) não será afetado pela quantidade de estrutura dentinária remanescente, nem pelo tipo de pino e presença de perda óssea alveolar.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

I. INFECÇÃO ENDODÔNTICA E DOENÇA PERIODONTAL

Existe hoje consenso geral de que a maioria das lesões pulpares e periodontais são resultado da infecção bacteriana. Entretanto, sob quais condições e, especialmente, em qual direção a disseminação da doença ocorre permanece ainda controverso. Considerando a existência de vias de conexão entre tecidos endodônticos e periodontais (forame apical, canais acessórios e túbulos dentinários) e a similaridade existente entre as microfloras, estudo clínico retrospectivo realizado em 1993 por Jansson et al., exploraram a possível relação entre o estado clínico periodontal e a presença de infecção endodôntica. Todos os pacientes avaliados receberam tratamento periodontal completo e a profundidade de sondagem da bolsa periodontal havia sido registrada no máximo um ano após o último exame radiográfico completo. Todos os pacientes com dentes uni-radiculares exibindo radioluscência periapical ou tratamento endodôntico foram selecionados, desde que tivessem pelo menos um dente uni-radicular hígido, resultando em amostra de 2690 dentes. As condições periapicais foram avaliadas e correlacionadas ao estado periodontal. Houve significante correlação entre patologia periapical e destruições ósseas verticais. Comparação intra-individual entre a profundidade de sondagem em dentes com e sem patologia periapical mostrou que a patologia periapical estava significativamente correlacionada ao aumento da profundidade de bolsa periodontal na ausência de destruição óssea vertical. Os autores concluíram que a infecção endodôntica, evidenciada por radioluscência periapical, está relacionada à formação de bolsas periodontais e, por isso, deve ser ponderada como fator de risco para progressão da doença e considerada no planejamento do tratamento periodontal.

Ainda em 1993, estudo retrospectivo realizado por Jansson et al., avaliou a influência da infecção do canal radicular na perda de inserção óssea evidenciada radiograficamente. A distribuição do nível médio de inserção óssea radiográfica dos pacientes mostrou que a maioria possuía 4 a 6mm de perda

óssea. As condições periapicais e o estado periodontal de dentes uni-radiculares tratados endodonticamente foram correlacionados e observou-se que dentes com lesões periapicais estavam associados a perdas significativas de inserção óssea evidenciadas radiograficamente, de aproximadamente 2mm a mais comparados aos dentes sem lesões. Além disso, estudo comparativo entre a profundidade de bolsas periodontais em dentes com e sem patologia periapical mostrou consistentemente que a patologia periapical estava correlacionada ao aumento da profundidade de bolsa periodontal. Os autores concluíram que dentes propensos a periodontites apresentam maior risco à perda de inserção óssea, caso a infecção do canal radicular esteja presente, evidenciada por radioluscência periapical.

Posteriormente, Ehnevid et al. (1993) investigaram se a cicatrização periodontal, avaliada pela redução da profundidade de sondagem ao longo do tempo, é influenciada pela perda de inserção óssea horizontal detectada radiograficamente. Esta investigação foi conduzida por estudo retrospectivo de 160 pacientes e 2041 dentes. Verificou-se que a cicatrização após raspagem e alisamento radicular ao longo do tempo foi significativamente prejudicada com maior avanço de perda de inserção óssea radiográfica. Independentemente da extensão desta perda, a cicatrização após terapia periodontal não cirúrgica foi significativamente prejudicada ao longo do tempo pela presença de infecção do canal radicular, mostrando que esta infecção pode funcionar como reservatório de bactérias que mantém a inflamação dos tecidos periapicais e periodontais. Os autores concluíram que, durante o planejamento de tratamento de pacientes portadores de doença periodontal, especial atenção deve ser dada para a presença de radioluscência periapical e para a extensão da perda de inserção óssea detectada radiograficamente.

Em 1995, Jansson et al., em estudo longitudinal retrospectivo, determinaram radiograficamente a magnitude da perda de inserção proximal relacionada à infecção endodôntica em dentes periodontalmente comprometidos. Foram avaliados 175 dentes uni-radiculares tratados endodonticamente. A condição de infecção endodôntica foi determinada comparativamente pelas condições radiográficas periapicais apresentadas na

primeira avaliação e após, no mínimo, 3 anos, utilizando escores. O nível de perda de inserção proximal foi mensurado pela proporção altura óssea e comprimento radicular. Em pacientes periodontalmente comprometidos, os dentes que apresentavam índice de progressão da patologia periapical, indicando contínua infecção endodôntica, perderam, comparativamente, 3 vezes mais inserção óssea que aqueles sem sinais de patologia periapical ou com sinais de estabilidade.

Neste contexto, pode-se dizer que a inter-relação entre a doença periodontal e endodôntica tem despertado especulação. Problemas pulpar e periodontais, em 1997, eram responsáveis por mais de 50% das extrações dentárias. Toxinas pulparas podem iniciar alterações periodontais por meio de ramificações dos canais radiculares e túbulos dentinários, prejudicando a cicatrização em procedimentos regenerativos. Embora não existam estudos abordando o efeito direto da infecção pulpar sobre os resultados da regeneração tecidual guiada (RTG), a literatura indica que o estado pulpar pode desempenhar papel significativo para o resultado final da RTG.

Neste sentido, Chen et al. (1997), em revisão de literatura, discorreram sobre a potencial influência do tratamento endodôntico sobre os resultados ao longo prazo da RTG. Possíveis vias de conexão entre polpa e ligamento periodontal podem ser responsáveis pelo fracasso da regeneração de nova inserção periodontal. A análise e revisão de resultados clínicos e laboratoriais de pesquisas na literatura relacionadas a lesões endo-perio demonstram que influência negativa pode existir entre os resultados da RTG e o estado da polpa. Parece razoável acreditar que no tratamento periodontal não cirúrgico a infecção no sistema de canais pode influenciar a cicatrização periodontal. No entanto, após o tratamento cirúrgico, devido à maior redução de profundidade de bolsa, maior perda de inserção óssea, a polpa infectada ou o dente tratado endodonticamente não devem prejudicar o processo de cicatrização. Embora possa-se especular que o tratamento endodôntico pode afetar os resultados dos procedimentos RTG, ainda não há evidências claras na literatura. Os autores concluíram que para determinar em qual extensão o

estado pulpar e peri-radicular do dente pode influenciar os resultados da regeneração tecidual guiada mais estudos ainda são necessários.

Em revisão da literatura sobre a questão perio-endo/endo-perio, Zender et al. (2002) discutiram conceitos clínicos para o diagnóstico e tratamento das lesões que envolvem os tecidos periodontais e pulpar. Inicialmente, discorreram sobre a microbiologia das lesões endodônticas e periodontais. Abordaram que, atualmente, a doença periodontal é considerada infecção mista de microrganismos anaeróbios, modulada por interação complexa de fatores locais e relacionados ao hospedeiro. Similarmente, a infecção endodôntica dos tecidos pulparos também tem natureza anaeróbica e é essa similaridade entre a microflora endodôntica e periodontal que sugere que a infecção cruzada entre os canais radiculares e a bolsa periodontal possa ocorrer. Neste sentido, os autores abordaram duas vias possíveis de conexão das bactérias e seus produtos entre a polpa e o ligamento periodontal: vias anatômicas (forame apical, canais acessórios e túbulos dentinários) e não fisiológicas (perfurações iatrogênicas do canal radicular e fratura radiculares verticais). Classificando as lesões envolvendo os tecidos pulparos e periodontais em três tipos: lesões endodônticas primárias com envolvimento periodontal secundário, lesões periodontais primárias com envolvimento endodôntico secundário e lesões combinadas verdadeiras; os autores abordaram considerações clínicas de cada uma delas e concluíram que na maioria das lesões envolvendo o complexo pulpo-periodontal a etiologia bacteriana dita o curso clínico da doença e, portanto, o plano de tratamento. Fatores individuais relacionados ao paciente influenciam as decisões de tratamento, entretanto o objetivo principal de qualquer tratamento deve ser combater a infecção.

Em 2004, Ørstavik et al. realizaram estudo prospectivo buscando correlacionar variáveis clínicas e operatórias que poderiam influenciar o êxito do tratamento endodôntico. No período de 1 ano, foi realizado tratamento endodôntico de 810 raízes, das quais 675 foram reavaliadas após período de 6 meses a 4 anos. A partir de avaliação da condição periapical, as raízes foram divididas em 2 grupos: CAP (n=192) - raízes que apresentavam periodontite

apical crônica pré-existente, e NAP (n=483) - raízes sem evidência de periodontite apical. O tratamento endodôntico foi realizado seguindo procedimento padrão, variando, aleatoriamente, 3 cimentos endodônticos. As variáveis demográfica, clínica e radiográfica foram registradas no início e concomitantemente ao tratamento. Total de 10 variáveis foram classificadas como significantemente associadas ao resultado do tratamento endodôntico, de acordo com as análises multivariadas do material total ou dos subgrupos NAP ou CAP; dentre elas idade, condição periapical, suporte marginal, sobre-instrumentação e distância do material obturador ao ápice radicular. Os autores concluíram que o resultado do tratamento endodôntico, relacionado ao desenvolvimento das periodontites periapicais, está diretamente associado à persistência de microorganismos no interior do canal.

Stassen et al. (2006) investigaram, em pacientes portadores de doença periodontal moderada a severa, a relação da profundidade de bolsa periodontal na condição periapical de dentes tratados endodonticamente, e os parâmetros relacionados ao tratamento endodôntico e restaurador na prevalência da periodontite apical. Esta investigação foi conduzida por estudo retrospectivo a partir da coleta de dados periodontais clínicos e radiográficos. Parâmetros periodontais (perda de inserção óssea detectada clinicamente, menor nível de inserção óssea, história do tratamento periodontal), tratamento endodôntico (extensão, homeogeneidade e qualidade da obturação) e a qualidade das restaurações foram relacionados com a prevalência da periodontite apical. Um total de 272 dentes tratados endodonticamente em 94 pacientes foram avaliados. Sinais de periodontite apical foram detectados em 134 dentes (49,3%). Verificou-se que a condição periapical foi influenciada pela qualidade da obturação e da restauração. A detecção de periodontite periapical foi mais freqüente quando o nível coronal da obturação excedia o nível marginal ósseo. A condição periodontal marginal pareceu influenciar o estado periapical. Dentes com periodontite apical foram associados com significativamente mais perda óssea marginal. Pacientes que receberam tratamento periodontal foram associados à menor presença de periodontite apical, em comparação com pacientes periodontais não tratados.

Posteriormente, os autores concluíram que os sinais da doença periodontal, refletidos como perda de inserção óssea, são de suma importância para a condição periapical de dentes tratados endodonticamente. Esforços devem ser tomados para prevenir a propagação da infecção através da via periodontal-endodôntica por meio do controle da infecção periodontal, qualidade da obturação radicular e restauração.

Em 2006, estudo retrospectivo realizado por Timmerman & Van der Weijden investigou radiograficamente o efeito da presença do tratamento endodôntico no nível ósseo marginal, comparando dentes tratados endodonticamente com seus contralaterais não tratados, em pacientes periodontais. Foram examinados 108 pares de dentes (38 restaurados com retentores). O nível ósseo mesial e distal destes dentes foi mensurado, tendo como referências o ponto mais coronal do ligamento periodontal com espessura normal e a junção amelocementária. Presença e comprimento de retentores intra-radiculares, radioluscências periapical e inter-radicular (dentes multiradiculares), material obturador, extensão da obturação, dentre outros dados, foram avaliados. Após análise, os autores observaram que a distância média do término da obturação ao ápice era de 2,6mm. Radioluscências periapicais foram encontradas em 14% dos dentes avaliados. O nível ósseo médio foi de 4,3mm para os dentes tratados endodonticamente e 3,7mm para seus contralaterais. Neste sentido, os autores concluíram que em pacientes periodontais dentes tratados endodonticamente apresentam maior perda óssea alveolar (0,6mm), em comparação aos dentes não tratados.

Em 2007, Durighetto et al. avaliaram radiograficamente 1000 dentes tratados endodonticamente e restaurados com retenção intra-radicular, analisando a qualidade do tratamento relacionando com a presença de alteração apical. As imagens radiográficas foram digitalizadas, a qualidade do tratamento endodôntico analisada e considerada satisfatória diante de obturação de 1 a 2 mm aquém do ápice radicular, massa obturadora homogênea e material obturador remanescente de no mínimo 3mm. O pino foi considerado satisfatório quando ocupava 2/3 do remanescente radicular ou no mínimo o comprimento da coroa clínica, e seu diâmetro 1/3 da raiz. Mediante

presença de espaço entre o pino e tratamento endodôntico, de descentralização do pino em relação ao longo eixo da raiz, de trepanação e de fratura radicular o pino foi considerado insatisfatório. Lesões periapicais foram identificadas em presença de espessamento ou de área radiolúcida no ápice radicular. Ao final deste estudo, observou-se que, dos 1000 dentes analisados radiograficamente, 774 (77,4%) apresentavam tratamento endodôntico insatisfatório e das 774 situações de tratamento endodôntico insatisfatório 294 (38,0%) apresentavam-se com lesões periapicais. Em relação aos retentores intra-radiculares, verificou-se que 894 (89,4%) eram insatisfatórios. Foi possível observar a relação, estatisticamente significante, entre tratamentos endodônticos insatisfatórios e lesão periapical, porém não foi observada esta relação entre pino insatisfatório e lesão periapical. A partir destes resultados, os autores concluíram que o insucesso dos tratamentos endodôntico e/ou da retenção intra-radicular estão, muito provavelmente, relacionados às dificuldades técnicas dos profissionais em realizarem tratamento adequado.

II. PERIODONTO DE INSERÇÃO E REABILITAÇÃO ORAL

A redução progressiva da altura óssea é reconhecida como sinal da doença periodontal inflamatória. Fatores responsáveis pela progressão da doença são relacionados à microflora oral e fatores individuais do hospedeiro. Entretanto, fatores locais e sistêmicos também podem influenciar o processo da doença e contribuir para a diminuição da altura óssea. Dentre os fatores locais, pode-se relacionar a influência negativa dos materiais restauradores e/ou procedimentos terapêuticos sobre os tecidos periodontais. Em 1995, Eliasson et al., buscando investigar a possível influência dos retentores intra-radiculares, compararam o nível de perda óssea alveolar em dentes restaurados com e sem retentores metálicos, por meio de radiografias intra-oraais. Duzentos e cinquenta pacientes portando alto nível de cuidados odontológicos e grande número de dentes remanescentes foram incluídos no estudo. A perda óssea periodontal foi calculada a partir da relação da distância da margem óssea e ápice (altura óssea) e da distância da coroa ao ápice

(comprimento do dente). Ao todo, 172 dentes com retentores intra-radiculares foram avaliados. Grande nível de inserção óssea foi encontrado tanto no grupo controle como no experimental. A altura óssea de dentes restaurados com retentores foi comparativamente menor que nos dentes controle, indicando que a presença de retentores metálicos está associada à redução do nível ósseo. A análise de regressão indicou perda óssea severa para os dentes com retentores longos. Neste sentido, os resultados indicaram que o suporte ósseo periodontal é influenciado pela presença de retentores intra-radiculares, visto que os dentes restaurados com retentores metálicos apresentaram suporte ósseo inferior ao dos dentes sem retentores.

Com relação aos retentores intra-radiculares não metálicos, Fredriksson et al. em 1998 avaliaram resultados obtidos após 2 a 3 anos de tratamento utilizando sistema de retentores pré-fabricados de fibra de carbono. Duzentos e trinta e seis pacientes tratados durante período de 1 ano por sete dentistas suecos foram incluídos no estudo. A amostra total foi composta por 236 dentes restaurados com retentores de fibra de carbono reforçados por resina epóxica (130 superiores e 106 inferiores), com tempo de acompanhamento médio de 32 meses. As condições periodontais, sinais radiográficos e resultados protéticos foram registrados. As condições periodontais, como acúmulo de placa bacteriana, saúde gengival, sangramento à sondagem e profundidade de bolsa, ao redor dos dentes restaurados com pino foram semelhantes às dos dentes controle. A mensuração radiográfica da altura óssea, a partir do ápice até a margem óssea mesial e distal, detectou diferenças no lado mesial, mas não na superfície distal entre os dentes restaurados com retentores intra-radiculares e os dentes do grupo controle. Os autores concluíram que resultados promissores após 2 a 3 anos de acompanhamento indicam que este sistema constitui alternativa viável aos sistemas convencionais de núcleos moldados e fundidos.

Em 1999, Serio & Hawley, por meio de revisão de literatura, descreveram alguns artigos relacionando trauma oclusal e mobilidade dental com saúde periodontal. Diante da escassez de estudos clínicos, os autores julgaram como impossível responder às questões sobre trauma oclusal como

fator modificador da progressão da doença periodontal inflamatória. Dentes com mobilidade estável não apresentam aparentemente maior risco para perda de inserção óssea, comparado aos sem mobilidade. Os autores verificaram que há consenso de que o aumento da mobilidade deve ser tratado por meio de ajuste oclusal e, caso necessário, associado à algum tipo de contenção envolvendo o dente afetado. Adicionalmente, o ganho de inserção tem sido observado quando o ajuste oclusal é incluído como parte da terapia cirúrgica.

Estudo epidemiológico realizado em 2004 no Brasil, por Susin et al., mostrou que grande parte da população brasileira era acometida por doença periodontal, manifestada pela alta ocorrência de perdas de inserção óssea avançadas. Dos 853 indivíduos entre 30 a 103 anos avaliados, 97%, 79% e 52% apresentaram perdas de inserção óssea maior que 3mm, 5mm e 7mm, respectivamente. Verificou-se que o gênero masculino, a baixa condição sócio-econômica, a falta de assistência odontológica regular e o tabagismo constituem fatores de risco ao desenvolvimento da patologia. Por fim, os autores relataram que a combinação destes fatores deve auxiliar na definição dos grupos de alto risco, o que deve ser alvo de intervenção da saúde pública.

Efeitos clínicos gerados no periodonto pelo carregamento oclusal têm sido avaliados por décadas. Historicamente, o trauma oclusal foi considerado como o principal fator etiológico das doenças periodontais inflamatórias. Entretanto, alguns pesquisadores consideram o fator menos importante para o desenvolvimento das doenças periodontais. Estudo realizado por Germamy & Faghihi, em 2004, utilizou a metodologia de elementos finitos para avaliar a influência da altura óssea alveolar na distribuição de tensões. Foram criados 5 modelos tridimensionais de incisivo central superior, variando altura óssea alveolar de 13mm (condição de suporte normal) a 5mm (perda óssea alveolar de 8mm). Os modelos foram submetidos à carregamento de 1,5N (5 pontos de aplicação de 0,3N), aplicado em linha paralela, 1mm apicalmente a incisal palatina, a 45º com o plano horizontal, na direção palatina-vestibular. As tensões máximas e mínimas principais foram avaliadas e possibilitaram os autores a concluir que a perda de inserção óssea aumenta as tensões produzidas no ligamento periodontal e que 2,5mm de redução do

nível de inserção óssea pode ser considerado limite a partir do qual as alterações de tensões são mais claramente evidenciadas.

Para avaliar o mecanismo de distribuição de tensões ao redor dos dentes, a simulação do suporte ósseo e do ligamento periodontal representa aspecto importante. Assim, em 2005, Soares et al. avaliaram a influência do material de inclusão (resina acrílica e resina de poliestireno) e do material de simulação de ligamento periodontal (ausência de material, Impregum, Permlastic, Ultra flex) na resistência à fratura de dentes bovinos. Primeiramente, os autores abordaram a importância e o comportamento do ligamento periodontal. Explicaram que, diante do carregamento oclusal, fibras do ligamento periodontal se comprimem, ocorrendo um pequeno deslocamento do dente e uma distorção óssea em direção ao movimento da raiz. Quando as fibras do ligamento periodontal atingem a resistência máxima ao carregamento, tornam-se rígidas, a carga é transferida ao suporte ósseo e as tensões são distribuídas para o osso em toda superfície radicular. Esta resposta mecânica não linear e viscoelástica é similar à dos materiais elastoméricos; por isso, quatro tipos de elastômeros foram selecionados. 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 os principais pontos que devem ser considerados no delineamento de um trabalho experimental *in vitro*. Fatores como modo de aplicação de carga, velocidade do teste e inclusão do dente devem ser padronizados em teste *in vitro*, para melhor representação de situações clínicas. Os autores também afirmaram que a distribuição do padrão de fratura é o principal parâmetro em análises comparativas, uma vez que apenas os valores de resistência à fratura observados em estudos *in vitro* parecem ser diferentes dos valores intra-orais observados quando um dente fratura.

Em 2006, Komada et al. avaliaram a influência do nível ósseo alveolar, do tipo de pino e núcleo de preenchimento e da extensão intra-radicular do pino na resistência à fratura de pré-molares humanos. A partir de 48 pré-molares inferiores humanos, foram delineados 6 grupos experimentais

(n=8): MN8 – dentes com suporte ósseo normal, restaurados com NMF na extensão 2/3 do canal radicular (8mm); MP8 - dentes com 3mm de perda óssea, restaurados com NMF na extensão 2/3 do canal radicular (8mm); FN8 - dentes com suporte ósseo normal, restaurados com PFv e núcleo de preenchimento resinoso na extensão 2/3 do canal radicular (8mm); FP8 - dentes com 3mm de perda óssea, restaurados com PFv e núcleo de preenchimento resinoso na extensão 2/3 do canal radicular (8mm); FN4 - dentes com suporte ósseo normal, restaurados com PFv e núcleo de preenchimento resinoso na extensão 1/3 do canal radicular (4mm); FP4 - dentes com 3mm de perda óssea, restaurados com PFv e núcleo de preenchimento resinoso na extensão 1/3 do canal radicular. As amostras foram submetidas ao carregamento em ângulo de 45° em relação ao longo eixo radicular, até o momento da fratura. Os autores verificaram que, nos grupos de normalidade do suporte ósseo, os dentes restaurados com NMF apresentaram os maiores valores de resistência à fratura. Entretanto, simulando a reabsorção óssea não houve diferença estatisticamente significante entre os retentores, independente da extensão intra-radicular. Em relação ao padrão de falha, os grupos restaurados com NMF demonstraram 100% de falhas radiculares catastróficas, enquanto que aqueles restaurados com PFv demonstraram a maioria das falhas reparável. Entretanto, nos grupos com 3mm de perda óssea a extensão intra-radicular do PFv de 2/3 mostrou ser prejudicial em relação à esse padrão de falha.

Posteriormente, Katsamakis et al., em 2009, descreveram o padrão de perda óssea alveolar ao redor de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores intra-radiculares, em pacientes periodontais. O estudo retrospectivo avaliou 146 pacientes, dos quais apresentaram 194 dentes uniradiculares que continham retentores intra-radiculares e contralaterais com ausência de retentores. O nível ósseo foi mensurado tendo como referência a distância do nível mais coronal com largura de ligamento periodontal normal e a junção amelocementária ou margem da restauração. Os padrões de perda óssea alveolar foram classificados como angulares, quando a diferença entre a margem coronal e apical do defeito oblíquo era maior ou

igual a 2mm, e como horizontais quando a diferença entre a margem da crista óssea e a superfície da raiz era maior ou igual a 1mm. Tais medições foram realizadas nas faces mesial e distal das raízes com retentores e seus contra-laterais. Os autores concluíram que, apesar do nível ósseo alveolar ter sido similar entre os dentes restaurados com retentores e seus contra-laterais, aqueles que continham retentores intra-radiculares apresentaram mais frequentemente defeitos angulares na face mesial (18,8%), comparados aos seus contra-laterais (7,3%). Estes defeitos angulares aparentaram ser típicos nos dentes com retentores, visto que a margem apical do defeito ósseo coincidia com a porção apical do pino.

Pacientes tratados em decorrência da doença periodontal podem sofrer colapso da oclusão posterior. Considerando as opções reabilitadoras combinadas ao tratamento protético e periodontal, próteses parciais fixas em cantilever podem ser preferíveis às próteses parciais removíveis ou implanto-suportadas. Entretanto, estudos clínicos, reportando taxas de sucesso de procedimentos restauradores extensos em pacientes com suporte periodontal severamente reduzido, apresentaram maiores taxas de insucesso para próteses fixas em cantilever. Geralmente, os dentes esplintados são os pré-molares ou os caninos, enquanto que o suporte periodontal é normal ou reduzido, por vezes, apenas no pilar de retenção. Entretanto, o desenho da prótese não é alterado no que diz respeito ao suporte ósseo. Neste sentido, em 2009 Manda et al. avaliaram a distribuição de tensões no interior dos conectores em 3 tipos de próteses parcial fixas, sob 2 níveis de suporte ósseo alveolar, utilizando o método de elementos finitos. O modelo original tridimensional simulava uma mandíbula humana, dentada bilateralmente até segundos pré-molares, com altura de suporte ósseo alveolar normal. A partir deste, foram criados 6 modelos tridimensionais variando a presença de 50 ou 70% de perda de inserção óssea de acordo com o comprimento radicular de cada dente, ausência de cantilever ou presença de uma ou duas unidades de cantilever. A situação de carregamento simulou força mastigatória máxima em oclusão habitual. A redução de inserção óssea no modelo sem cantilever causou significativo aumento de tensões na região dos conectores entre os

dentes esplintados em comparação aos modelos com 1 ou 2 unidades de cantilever. Os conectores proximais ao abutment de retenção demonstraram os maiores valores de tensão, independente do suporte ósseo. Os valores de tensão na região dos mesmos conectores no modelo de 2 unidades de cantilever foram quase o dobro em comparação ao modelo com 1 unidade. O modelo sem cantilever apresentou o maior aumento percentual nos valores de tensão no interior dos conectores após a redução do osso alveolar. Isso ocorreu devido ao fulcro de todos os dentes ter movido apicalmente, resultando em maior concentração de tensões no interior dos conectores devido a maior rotação vertical com maior alavancagem para cada dente. Diminuindo o nível ósseo nos modelos com 1 ou 2 unidades de cantilever houve suave distribuição e magnitude de tensões na região dos conectores entre os dentes esplintados. A introdução de segmento de cantilever cria um sistema biomecânico de alavanca de classe I, no qual o fulcro desloca de acordo com o numero de dentes esplintados e com o nível de perda óssea alveolar. Por meio de análise qualitativa e quantitativa, os autores concluíram que o campo de tensões desenvolvidas no âmbito dos conectores do segmento cantilever é independente do nível ósseo. O campo de tensão dentro dos conectores entre os dentes esplintados depende do suporte ósseo, da presença e do comprimento do segmento cantilever. Além disso, este estudo indica que a adição de um segmento cantilever tem um efeito positivo sobre o comportamento biomecânico dos dentes conectores esplintados em situações de suporte ósseo reduzido.

Tensões no osso causam deformações ósseas que geram sinais envolvidos no controle de remodelação óssea, os quais são detectados e respondidos por algumas células.. Ainda em 2009, Aversa et al. avaliaram as deformações transferidas para o osso circundante de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com coroas endocrowns compostas por materiais de alto e baixo módulo de elasticidade. O modelo de elementos finitos do dente hígido (controle) era composto por incisivo central superior, ligamento periodontal, osso cortical e trabecular circundante. A partir das variáveis de estudo; presença ou não do ligamento periodontal, dente

restaurado com alumina endocrown ou compósito endocrown; foram criados 5 modelos de elementos finitos tridimensionais. Tanto o compósito, como as coroas endocrowns de alumina foram simuladas sob carregamento e comparadas ao dente hígido. Análises não lineares foram utilizadas para estimar as variações de deformação no dente e no osso circundante de acordo com as técnicas restauradoras. Os valores de deformação no osso cortical, no osso esponjoso, no córtex alveolar e no dente foram avaliados. A presença do ligamento periodontal permitiu aos modelos transferir cargas para o osso homogeamente. A maior capacidade de deformação dos compósitos pôde permitir aos sistemas restauradores transferir as tensões ao osso compacto e esponjoso alveolar. Embora os compósitos não tenham a capacidade de impedir a reabsorção fisiológica do osso alveolar, eles conseguiram reduzir as tensões decorrentes do alvéolo dentário, quando comparado com as coroas de alumina. O ligamento periodontal impediu a submissão do osso às altas deformações, resultando em movimentos de flexão naturais dos dentes.

III. COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO E RETENTORES INTRARADICULARES

Morgan em 1996 relatou que os avanços da terapia endodôntica permitiram restaurar funcionalmente dentes que antes eram considerados condenados. Retentores intra-radiculares têm sido recomendados para reter reconstruções coronárias, entretanto alguns autores afirmam sua predisposição a fraturas radiculares. Neste sentido, o efeito férula pode conter as tensões geradas pelo pino, protegendo os dentes tratados endodonticamente. O autor afirmou que procedimentos conservadores devem ser realizados para evitar a necessidade do tratamento endodôntico. Entretanto, quando este passa a ser inevitável, a conservação da estrutura remanescente constitui fator mais importante para o sucesso do tratamento. Adicionalmente, descreveu algumas considerações sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente, indicando que o comprimento do pino deve ser o maior possível, respeitando o selamento apical de 4 a 5 mm e que seu melhor prognóstico está relacionado

com a largura do pino não excedendo a metade da largura da raiz. Quando o comprimento do pino estiver comprometido devido a problemas anatômicos, a utilização de cimento resinoso deve ser preferível. Retentores intra-radiculares ligeiramente cônicos são mais conservadores, comparados aos retentores paralelos. A coroa cimentada deve estender-se apicalmente ao núcleo possibilitando realização de férula de 1,5 a 2 mm. E finalmente, salientou que para dentes severamente comprometidos o tratamento com implantes deve ser considerado, vislumbrando melhor prognóstico.

Estudos de distribuição de tensões podem ser úteis para determinar o diâmetro e comprimento adequados de retentores intra-radiculares para dentes e relações oclusais específicas. Em 1996, Holmes et al. selecionaram o método de elementos finitos para predizer a distribuição de tensões na dentina de dentes tratados endodonticamente, restaurados com núcleos moldados e fundidos com variáveis dimensões. Modelos tridimensionais de bloco de secção mandibular que incluía o dente canino inferior tratado endodonticamente, restaurado com núcleo moldado e fundido e coroa metalocerâmica e suas estruturas de suporte foi analisado. Para todos os materiais e suas interfaces assumiu-se homogeneidade, isotropia e linearidade. Variando dimensões e comprimento do pino, foram gerados 6 modelos: 1 – pino paralelo, com diâmetro de 1,4mm e comprimento de 13mm (padrão); 2 – pino paralelo, com diâmetro de 1,4mm e comprimento de 10,5mm; 3 – pino paralelo, com diâmetro de 1,4mm e comprimento de 8mm; 4 – pino paralelo, com diâmetro de 1,2mm e comprimento de 13mm; 5 – pino paralelo, com diâmetro de 1,6mm e comprimento de 13mm; 6 – pino cônico, com diâmetros de 0,6 a 1,4mm e comprimento de 13mm. Todos os modelos foram submetidos ao carregamento de 100N, aplicado na ponta de cúspide em direção vestibular, a 45º do longo eixo do dente. Picos de tensões de cisalhamento ocorreram adjacentes ao pino, no terço médio da dentina radicular. Com a diminuição do comprimento do pino, estes picos de tensões de cisalhamento foram mais significativos. Picos de tensões de tração ocorreram no terço cervical da superfície radicular vestibular, enquanto picos de tensões de compressão foram evidenciados no terço cervical da superfície radicular palatina. A

distribuição de tensões de compressão e tração não foi afetada pela variação nas dimensões dos retentores intra-radiculares.

Em 2000, Ersoz avaliou a distribuição de tensões em modelo matemático de elementos finitos de 1º molar inferior com grande destruição coronária, inserido em osso alveolar, após instalação de pinos intra-dentinários de aço inoxidável e de titânio. Para os dois tipos de pinos simulados, maior concentração de tensões foi encontrada na porção inferior do pino. Os autores acreditam que estas tensões devem ser levadas em consideração quando avalia-se vantagens e desvantagens da instalação de pinos intra-dentinários em dentes com destruição coronária extensa. Osso alveolar, ligamento periodontal, esmalte e dentina desempenham diferentes funções no processo de distribuição de tensões e, por isso, quando não avaliados tem-se interpretação limitada dos resultados. Na análise de elementos finitos, o modelo matemático é capaz de refletir o comportamento original de todas estas estruturas. Portanto, o autor afirmou que os resultados deste estudo são mais próximos das condições *in vivo*, comparados aos demais que utilizaram outras metodologias.

Com o objetivo de demonstrar a significância da utilização de propriedades elásticas anisotrópicas em modelos tridimensionais de elementos finitos, O'Mahony et al. (2001) construíram modelos comparando as tensões na interface implante – osso com propriedades anisotrópicas e isotrópicas da região de 1º pré-molar inferior. Os autores relataram a importância da utilização das propriedades anisotrópicas da estrutura óssea na simulação tridimensional de elementos finitos e, simulando carregamento oblíquo na coroa (vertical de 100N e vestíbulo-lingual de 20N), mostraram ocorrer maior concentração de tensões no osso cortical, em comparação ao esponjoso. Tal ocorrência foi justificada pela menor densidade e geometria trabecular do osso esponjoso nas áreas de interface implante-osso.

Joshi et al. (2001) afirmaram que para o design de sistema de retentores ser bem sucedido é primordial entender os fatores biomecânicos que afetam a capacidade do pino em reter a restauração e proteger a estrutura dentária remanescente. Por meio de análise tridimensional por elementos

finitos, os autores observaram que a distribuição de tensões em cada sistema é dependente da geometria, rigidez e material do retentor, rigidez das estruturas de suporte, material do núcleo e coroa, direção e magnitude das forças oclusais. Concluíram que retentores intra-radiculares metálicos apresentam maior concentração de tensões que retentores de fibra associados à resina composta. Retentores intra-radiculares fabricados com materiais convencionais não reforçam o dente; ao contrário, causam áreas de concentração de tensões que podem tornar o dente tratado endodonticamente suscetível à fratura, enquanto os de fibra aderidos a dentina são os retentores que apresentam melhor potencial para reforçar o dente. Além disso, os autores observaram que a fratura nos retentores de fibra é gradual, com fratura do material antes da fratura do dente, o que caracteriza grande vantagem, visto que geralmente fraturas radiculares indicam a extração do dente. Uma vez que o desgaste de estrutura durante o preparo para inserção do retentor gera enfraquecimento dental, a escolha pela instalação de retentores intra-radiculares deve ser considerada apenas quando houver necessidade para retenção protética, visando o máximo de conservação de estrutura dentinária remanescente.

Zhi-Yue et al. (2003) investigaram os efeitos in vitro do tipo de pino e núcleo de preenchimento, e da presença de 2mm de férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos tratados endodonticamente e restaurados com coroas metálicas. A partir de 48 incisivos superiores, foram delineados quatro grupos experimentais (n=12): Grupo A - grupo controle, restaurados com coroa metálica e ausência de retentor intra-radicular; B: restaurados com NMF em presença de 2mm de ferula; C: restaurado com NMF em ausência de ferula; D: restaurados com retentores pré-fabricados metálicos e núcleo em resina composta, em presença de 2mm de férula. Todos os dentes foram submetidos ao carregamento compressivo em ângulo de 45º em relação ao longo eixo radicular, até o momento da fratura. Os autores verificaram que o grupo B apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não havendo diferença estatisticamente significante entre os demais. Concluíram que nem todos os sistemas restauradores formados por pino e núcleo de preenchimento melhoraram a resistência dos

dentes tratados endodonticamente, a qual foi mais efetivamente obtida pelo grupo restaurado com NMF em presença de férula de 2mm. Em relação ao padrão de falha, observou-se que os dentes sem férula restaurados com NMF apresentaram 33% de fraturas radiculares verticais, evidenciando a importância de um preparo conservador capaz de melhorar a distribuição de tensões na estrutura dentinária coronária e reduzir a ocorrência de fraturas catastróficas.

Ainda em 2003, Toparli utilizou o método de elementos finitos para predizer a distribuição de tensões na dentina de dentes tratados endodonticamente, restaurados com núcleo moldado e fundido. Para esta investigação, um modelo assimétrico de um segundo pré-molar que incluiu osso alveolar foi analisado. Os modelos avaliados foram restaurados com retentores intra-radiculares metálicos fundidos em liga de Ti-NiCr e coroas metalocerâmicas em ligas de Ti-Ti e NiCr-AuPd. Uma carga de 200N foi aplicada a 45º do longo eixo do dente na margem oclusal de cada modelo. Assumiu-se que a estrutura dental era isotrópica, homogênea e elástica. A distribuição de tensões foi avaliada em 5 regiões: terço cervical, terço médio e terço apical do pino, interface metal-cimento, interface metal-porcelana. No terço cervical e apical do pino, maiores concentrações de tensões de compressão e tração foram encontradas para ligas de Ti-Ti. Avaliando o terço médio do pino, tensões máximas de compressão foram encontradas no centro do dente restaurado com pino, enquanto as de tração foram encontradas na interface dentina e núcleo de preenchimento. Quando a liga Ti-Ti foi utilizada as tensões foram relativamente maiores. As interfaces metal-cimento e metal-porcelana mostraram maior concentração de tensões, com variações nas direções axiais e radiais não regulares. Observou-se que os valores de tensões radiais e axiais eram menores quando ligas de Ti-NiCr eram utilizadas na interface dos materiais restauradores. Analisando todos os valores quantitativamente, o valor máximo de tensão foi encontrado para a interface metal-cimento.

Posteriormente, em 2004, Morgano et al. discorreram sobre a restauração de dentes tratados endodonticamente. Afirmaram que dentes tratados endodonticamente apresentam comumente perda substancial de

estrutura dental decorrente de restaurações prévias, cáries e preparo de acesso para terapia endodôntica. Consequentemente, estes dentes requerem restaurações que conservem e protejam a estrutura remanescente. Embora exista variedade de materiais indicados, o prognóstico dos dentes tratados endodonticamente baseia-se principalmente na aplicação dos corretos princípios da biomecânica. Retentores intra-radiculares e núcleo de preenchimento são frequentemente requeridos e adequada extensão do retentor, preservando 4 a 5mm do selamento apical com guta percha, combinada à restauração com coroas, provendo o efeito férula, constitui opção de melhor chance para sucesso reabilitador.

Em revisão de literatura sobre colocação de retentores intra-radiculares, Schwartz & Robbins (2004), enfatizaram elementos decisivos para a restauração de dentes tratados endodonticamente. O objetivo do trabalho foi apresentar princípios baseados em evidências nas perspectivas restauradoras e endodônticas. Os autores afirmam ser consenso na literatura que a perda estrutural dentária associada ao preparo para acesso endodôntico favorece maior ocorrência de fraturas em dentes tratados endodonticamente, quando comparado aos vitais. Sobre a indicação de retentores intra-radiculares, reiteram o objetivo primário de retenção do material do núcleo de preenchimento, indicando grau de risco durante o preparo do espaço para sua cimentação. Relacionando alguns fatores importantes para a resistência da restauração, enfatizam o modo de fratura. Todos os sistemas de retentores intra-radiculares apresentam a mesma porcentagem de falhas clínicas; no entanto, alguns causam maior incidência de falhas não restauráveis. A possibilidade de recuperação ou reabilitação deve ser considerada durante o planejamento de restauração com retentores intra-radiculares, não só por possível falha da restauração, mas também do tratamento endodôntico, sobre o qual o pino é instalado. O efeito férula constitui outro importante fator para a longevidade da restauração diante do uso de retentores intra-radiculares, visto que dentes preparados com férula tendem falhar de modo mais favorável. Os núcleos metálicos moldados e fundidos são indicados na literatura com alta taxa de sucesso e vantagens em algumas situações clínicas. 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. Para retentores de fibra, devido a sua maior flexibilidade quando comparado aos metálicos e a capacidade de adesão ao cimento resinoso e, consequentemente à dentina, as tensões geradas pelas forças mastigatórias são distribuídas mais uniformemente na raiz, resultando em menos fraturas radiculares. Estudos demonstram que, durante a função mastigatória, há concentração de tensões na crista óssea alveolar e, em dentes restaurados com retentores metálicos, em sua porção apical. Sendo assim, o pino deve sempre extender apicalmente além do nível da crista óssea. Após discussão de alguns princípios básicos para restauração de dentes tratados endodonticamente, os autores concluem que a maioria dos sistemas de retentores intra-radiculares pode ser usada com sucesso, se esses princípios forem seguidos. Retentores de fibra provavelmente continuarão aumentando sua quantidade de uso, dentro da hipótese de que estudos clínicos em longo prazo relatarão níveis de sucesso similares aos de curto prazo já publicados.

O comportamento de deformações na interface da dentina, local em que ocorre a transferência das tensões do pino para a dentina, desempenha papel importante na escolha do sistema de retenção intra-radicular. Em 2005, Lanza et al. avaliaram o comportamento biomecânico de um incisivo central superior restaurado com 3 tipos de retentores intra-radiculares (metálicos, de fibra de carbono e de fibra de vidro) e 2 tipos de cimentos adesivos (de alto e de baixo módulo de elasticidade), utilizando análise de elementos finitos tridimensional. Um carregamento estático de 10N foi aplicado em um ângulo de 125° com o eixo longitudinal do dente, na superfície palatina da coroa. Diferenças na habilidade de transferir tensões resultantes do carregamento oclusal entre as diferentes formas de fixação dos retentores intra-radiculares metálicos, de fibra de carbono e de fibra de vidro com cimentos de alto e baixo módulo de elasticidade foram discutidas. Os autores observaram que sistemas de retenção intra-radicular mais rígidos (pinos metálicos e de fibra de carbono) não se comportam a favor da função natural do dente, já que criam zonas de

tração e cisalhamento na dentina e nas interfaces cimento-pino. Uma distribuição de tensões mais favorável foi observada para o modelo restaurado com pino de fibra de vidro. Apesar do carregamento estático não atingir os limites de falha dos materiais, tem potencial para diferenciar significativamente as capacidades dos sistemas restauradores para sustentar cargas de fadiga. Em relação ao tipo de cimento, observou-se que a influência de sua rigidez na distribuição de tensões foi menos relevante com o aumento da flexibilidade do pino.

Ichim et al. (2006) compararam o efeito de diferentes alturas de férula na distribuição de tensão. Foram avaliados a ausência de férula e a presença de 0,5, 1, 1,5 e 2mm de férula. Esses dentes foram restaurados com pino, núcleo de preenchimento e coroa. A análise do deslocamento da coroa subsequente à aplicação da carga na face palatina demonstrou inclinação da coroa para vestibular e rotação com o ângulo incisal distal. Entretanto, com o aumento da férula para 1,5 ou 2 mm, este deslocamento foi reduzido em aproximadamente 35%, comparado ao encontrado nos dentes com ausência de férula. Na face palatina, a análise quantitativa demonstrou que em presença de férula maiores valores de tensão de tração foram desenvolvidos internamente e na porção média da dentina radicular na margem cervical do preparo, em comparação com o preparo sem férula. Já a análise qualitativa demonstrou presença de picos de tensão de tração concentrados na margem cervical do preparo, os quais, com o aumento da altura da férula, geraram maiores áreas sob tração com transições mais suaves de tensões. Na face vestibular, a presença da férula resultou em uma acentuada diminuição de tensões de compressão no interior da dentina radicular e na margem cervical. Por meio de análise por elementos finitos, o estudo concluiu que a férula aumenta a resistência mecânica do sistema restaurador formado por pino, núcleo e coroa, por reduzir o potencial de deslocamento e as tensões de compressão no interior da dentina vestibular e na parede do canal radicular. Como desvantagem a presença da férula cria uma maior área de dentina palatina sob tração, o que pode favorecer o desenvolvimento de uma trinca na superfície palatina da raiz, levando a uma fratura oblíqua. Em contrapartida,

uma restauração sem férula está propensa a falhar primeiramente por descolamento e subseqüentemente por fratura radicular, por meio da ação de alavanca de um pino solto no interior do canal.

Sabe-se que os retentores intra-radiculares podem interferir na resistência mecânica, aumentando o risco de danos à estrutura dentária remanescente. Zarone et al., em 2006, abordaram sobre a influência da magnitude e do ângulo de carregamento no sucesso de procedimentos restauradores ao longo prazo. Em complexo sistema restaurador relataram que 2 parâmetros influenciam significativamente o comportamento de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores intra-radiculares: as características das interfaces e a rigidez dos materiais. Neste trabalho, os autores avaliaram diferentes configurações de restauração de raízes de incisivos centrais superiores, comparando-os ao comportamento biomecânico de dente hígido. Por meio do método de elementos finitos tridimensional, foram criados 7 modelos: MOD1 – incisivo central superior (ICs) hígido; MOD2 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com pino de fibra de vidro e coroa feldspática, cimentados com cimento Panavia (alto módulo de elasticidade); MOD3 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com pino de fibra de vidro e coroa de alumina, cimentados com cimento Panavia; MOD4 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com compósito CAD-CAM endocrown e coroa feldspática, cimentados com cimento Panavia; MOD5 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com compósito CAD-CAM endocrown e coroa de alumina, cimentados com cimento Panavia; MOD6 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com feldspática CAD-CAM endocrown, cimentada com cimento Panavia; MOD7 – ICs tratado endodonticamente, restaurado com alumina CAD-CAM endocrown, cimentada com cimento RelyXUnicem. A análise de tensões após a aplicação de força estática de 10 N na face palatina coronária com ângulo de 60° permitiu concluir que materiais com alto módulo de elasticidade alteram negativamente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões foram: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Em contrapartida, materiais

com baixa rigidez como resina composta, acompanham movimentos flexurais naturais do dente reduzindo a concentração de tensões na interface. Desta forma, materiais com propriedades mecânicas similares ao tecido dental correspondente ao seu emprego no processo restaurador, são capazes de mimetizar o comportamento mecânico do dente hígido. Análise estática linear pode ser aplicada com sucesso para extrapolar informações confiáveis sobre a suscetibilidade em relação à condições de carregamento sob fadiga. Sistemas que mostram distribuição homogênea de tensões em uma análise estática tendem a demonstrar menor sensibilidade à fadiga em aplicações clínicas. Na visão clínica, a produção de retentores e coroas em único bloco apresenta a vantagem de reduzir interfaces no sistema restaurador. Neste pensamento, resinas compostas parecem ser o material mais apropriado para substituir a dentina perdida.

Soares et al. (2007) analisaram a influência do design da cavidade e do material restaurador na deformação e distribuição de tensões em pré-molares superiores tratados endodonticamente sob condições de carregamento oclusal. Iniciando o trabalho, os autores abordaram sobre a importância da associação de metodologias, dizendo que na análise biomecânica das estruturas dentais e materiais restauradores, testes mecânicos destrutivos, utilizados para determinar a resistência à fratura, são importantes para prover análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas de alta intensidade. Estes testes, entretanto, mostram limitações no que diz respeito a obtenção de informações sobre o comportamento interno do complexo restaurador. Neste sentido, a combinação de metodologias experimentais não destrutivas, análises computacionais e testes mecânicos convencionais é apropriada. Para o ensaio de extensometria, 2 extensômetros foram fixados nas cúspides vestibular e palatina de cada amostra utilizando adesivo a base de cianoacrilato. As amostras foram submetidas a carregamento axial de compressão em máquina de ensaio mecânico sob velocidade constante de 0,5mm/min, utilizando esfera de 6mm de diâmetro para aplicação da carga, até o limite máximo de 150 N. Para a análise de elementos finitos, 7 modelos bidimensionais foram criados: MODd –

preparação direta de cavidade mesio-ocluso-distal; MODi – preparação indireta de cavidade mesio-ocluso-distal; AM,MODd – restauração da cavidade com amálgama; CR,MODd – restauração da cavidade com resina composta; LPR,MODi – restauração com resina composta processada laboratorialmente; LGC,MODi – restauração com cerâmica reforçada por leucita. Os modelos foram analisados por software de elementos finitos utilizando o critério de Von Mises para análise da distribuição de tensões. Os grupos MOD-d, MOD-i e AM mostraram valores de deformação significativamente maiores que os grupos CR, LPR e LGC. A análise de elementos finitos mostrou que a remoção de estrutura dental e o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões. Os modelos MODd, MODi, AM e LPR mostraram a maior concentração de tensões no interior da estrutura dental. Os autores consideraram como limitações o uso da análise bidimensional, já que os modelos tridimensionais mostram melhores detalhes anatômicos e simulam mais fielmente o contato da carga com a amostra nos testes de resistência à fratura e extensometria.

Soares et al. em 2007 avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e tempo de armazenagem na resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Dentes bovinos foram divididos em dois grupos: dentes tratados endodonticamente (TE) e dentes não-tratados endodonticamente (NT). Os canais dos dentes TE foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio 1%, e obturados em seguida com cones de gutta-percha e cimento à base de óxido de zinco e eugenol pela técnica de condensação lateral. Os ensaios de resistência flexural e microtração foram realizados imediatamente (T1), 7(T2), 15(T3), e 30(T4) dias após a extração para os grupos NT e após a extração e obturação do canal radicular para os TE. Foram realizados ensaios de resistência flexural de 4 pontos e ensaio de microtração. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo altera negativamente a resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Os autores atribuíram como possíveis razões para estas alterações das propriedades da dentina a desidratação do dente pela remoção da polpa, a alteração da matriz

orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, e a ação do eugenol que está presente no cimento obturador.

Santos-Filho et al. (2008) testaram a hipótese que o tipo de pino: fibra de vidro, moldado e fundido e pré-fabricado metálico e a extensão intra-radicular: 1/3 (5mm), metade (7,5mm) e 2/3 (10mm) do comprimento radicular interferem na deformação, resistência e padrão de fratura de incisivos superiores bovinos tratados endodonticamente. As amostras (n=135) foram restauradas com coroas metálicas e apresentaram férula de 2 mm. Em cinco amostras de cada grupo (n=15), dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100N. A resistência à fratura (N) das amostras foi então medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga obliqua (45°). A análise dos resultados mostrou que para todos os grupos a diminuição da extensão do retentor resultou em maiores valores de deformação. Entretanto, os grupos restaurados com retentores metálicos mostraram um aumento 2 vezes maior comparados aos de fibra de vidro, quando cimentados na extensão de 5mm. Os valores de resistência à fratura revelaram que o comprimento do retentor foi estatisticamente significante apenas para os grupos restaurados com retentores metálicos, os quais exibiram tendência para fraturas radiculares. Os autores concluíram que a maior profundidade dos retentores metálicos melhorou o comportamento biomecânico dos incisivos superiores tratados endodonticamente, porém não foi alterado quando o dente era restaurado com pino de fibra de vidro. Sendo assim, considerou-se que a profundidade de 2/3 do comprimento radicular é indicada para melhor comportamento biomecânico para retentores metálicos, contudo não é decisiva para pino de fibra de vidro.

Castro et al., em 2009, avaliaram a influência do tipo de retentor intra-radicular e do efeito da radioterapia na deformação, resistência e padrão de fratura de diferentes tipos de dentes humanos tratados endodonticamente. Foram selecionados 160 dentes humanos (n=40): In, incisivos; Ca, caninos; Pm, pré-molares bi-radiculares e Mo, molares bi-radiculares. Os dentes tiveram foram tratados endodonticamente. Metade dos dentes de cada grupo (n= 20)

foram submetidos à radiação gama-Co60. Posteriormente os dentes de cada grupo foram restaurados com (n=10): PFV, pino de fibra de vidro e NMF, núcleo metálico moldado e fundido, ambos fixados com cimento resinoso auto-adesivo. As raízes foram preparadas com 2mm de férula e restauradas com coroa metálica. A interação entre os 3 fatores em estudo resultaram em 16 grupos experimentais (n=10). No ensaio de extensometria metade das amostras (n= 5) dos grupos de incisivos, caninos e pré-molares foram submetidos a carregamento contínuo de 0-150N. Posteriormente a resistência à fratura (N) foi mensurada (n=10). Embora tenha alterado o padrão de fratura, o tipo de retentor não influenciou estatisticamente a resistência à fratura para In, Ca, Pm e Mo, independente da radioterapia. Ca e Mo apresentaram os maiores valores médios de resistência a fratura estatisticamente semelhantes entre si. Os In apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior aos demais dentes. Durante os testes, os caninos sofreram processo de intrusão na resina de inclusão, acusando predominantemente fratura tipo IV pelo esmagamento do ápice, independente do tipo de pino e da radioterapia. A radiação aumentou significativamente os valores de deformações proximais de In, Ca e Pm. O PFV resultou em maior deformação proximal de Pm irradiados e não irradiados. In e Pm não irradiados apresentaram maiores valores de deformação vestibular quando restaurados com PFV. Os caninos se mostraram dentes com alta capacidade de resistência a fratura e, sob perspectiva clínica, com grande tempo de permanência na cavidade oral.

Silva et al. (2010) avaliaram o efeito do pino, do núcleo de preenchimento, do tipo de coroa e da férula na deformação, resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos tratados endodonticamente. 180 raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 2 grupos (n=90) e preparadas com e sem férula. Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos (n=30), de acordo com a reconstrução corono-radicular: NMF; PFv e preenchimento coronário com resina composta e PFv associado a reforço coronário de fibra de vidro (PFvRc). Metade das amostras (n=15) de cada subgrupo foi restaurada com coroas metálicas e metade com cerâmica aluminizada. 5 espécimes de cada grupo foram submetidos ao ensaio de

extensometria, no qual o carregamento de 100N foi realizado para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal. Posteriormente, todas as amostras foram submetidas à carregamento contínuo até a falha. Os resultados demonstraram que o fator férula, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular, não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos restaurados com coroas cerâmicas; enquanto para aqueles restaurados com coroa metálica a férula resultou em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura. NMF demonstrou significativamente menor deformação que PFv e PFvRc quando empregado coroa metálica. Os grupos restaurados com coroas metálicas com férula produziram fraturas envolvendo o terço coronário e médio da raiz, por outro lado na ausência de férula predominaram fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos restaurados com coroas cerâmicas não apresentaram variação no padrão de fratura. Os autores concluíram que o comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas independe do tipo de reconstrução corono-radicular. A presença da férula melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados com coroas metálicas. Na ausência da férula a interação do NMF com coroa metálica resultou em melhor desempenho biomecânico.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar a deformação e distribuição de tensões de caninos superiores tratados endodonticamente, variando:

I- Altura de remanescente dentinário coronário:

- Ausência de remanescente coronário;
- Presença de remanescente coronário de 2,0mm;

II- Tipo de retentor intra-radicular:

- Retentor pré-fabricado reforçado com fibra de vidro;
- Núcleo moldado fundido em liga de NiCr;

III- Extensão da perda óssea:

- Ausência de perda óssea;
- Presença de 5,0mm de perda óssea.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Delineamento experimental:

1. *Unidade experimental:* caninos humanos restaurados com retentores intra-radiculares e coroa em cerâmica pura (ensaio de extensometria) e modelo matemático de análise por elementos finitos.

2. *Fatores em estudo:* Altura de remanescente dentinário coronário em dois níveis (Re - remanescente de 2mm, SRe - ausência de remanescente), tipo de retentor em dois níveis (PFv - pino de fibra de vidro, NMF - núcleo moldado fundido), nível de suporte ósseo em 2 níveis (SPo - distância de 2,0mm entre o término cervical e o limite do suporte ósseo; 5.0Po - distância de 7,0mm entre o término cervical e o limite do suporte ósseo).

3. *Variáveis respostas:* Deformação (μm), distribuição de tensões (MPa).

4. *Método de análise:* Ensaio de extensometria e análise por método de elementos finitos.

5. *Forma de análise dos dados:* Para os dados de deformação foi empregada análise de variância fatorial ($2 \times 2 \times 2$) e teste de comparação múltipla de médias. Os dados de distribuição de tensões foram analisados de forma descritiva.

4.1. Preparo das amostras

4.1.1. Seleção dos dentes

Quarenta caninos humanos uni-radiculares, com raízes retilíneas e com volumes radiculares semelhantes, foram selecionados para este estudo a partir de aprovação do projeto pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU:359/09). Após análise em lupa estereoscópica com aumento de até 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas radiculares não foram utilizados. Os dentes selecionados foram mensurados

com paquímetro digital e, a partir das medidas vestíbulo-lingual e mésio-distal dos terços cervical, médio e apical das raízes, aqueles que apresentaram variação maior que 10% foram descartados. Em seguida, foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, USA) e a profilaxia feita com pedra pomes e água. Após a limpeza, os dentes foram seccionados com o auxílio de disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) com irrigação constante de água, de maneira que permanecesse para a metade dos dentes ($n=20$) um remanescente radicular de 15 mm (SRe) e para a outra metade ($n=20$) de 17mm (Re). Os dentes selecionados foram divididos aleatoriamente em dois grupos ($n=20$) (Figura 1) e armazenados em água destilada.

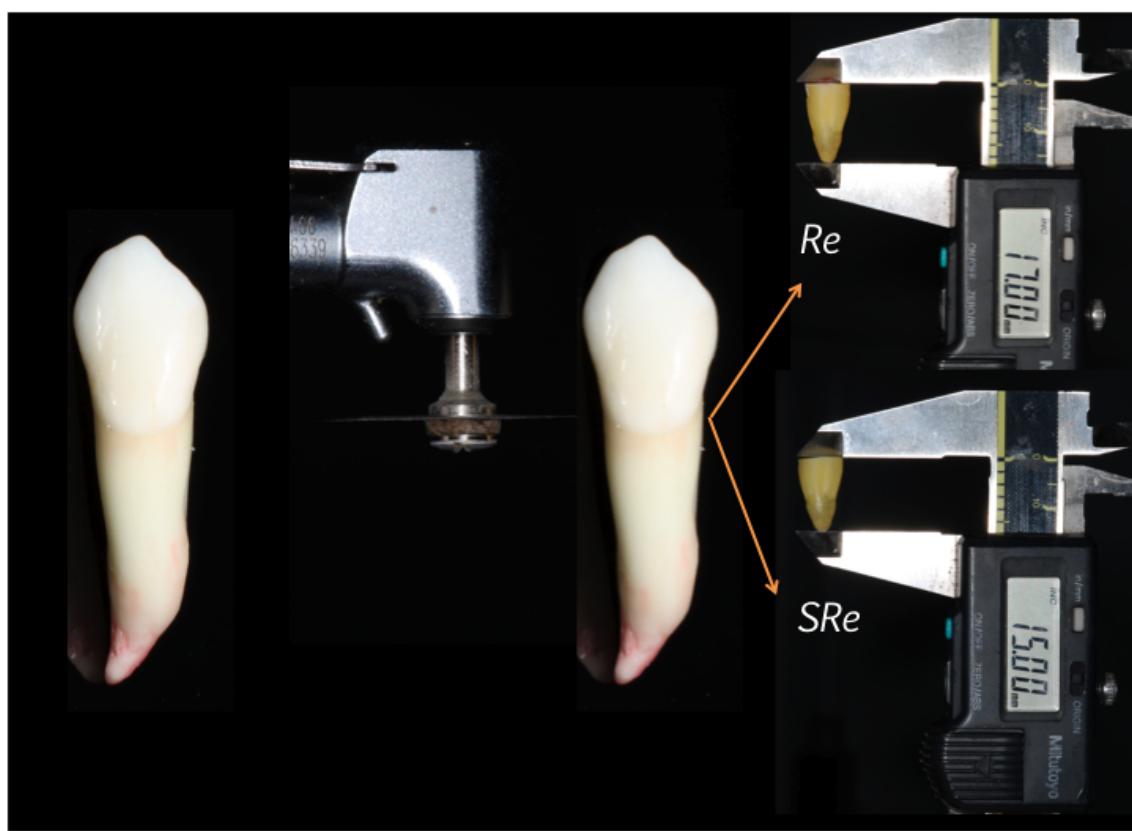


Figura 1. Divisão dos dentes nos grupos Re ($n=20$) e SRe ($n=20$)

4.1.2. Instrumentação, obturação e alívio do canal radicular

Todos os dentes foram tratados endodonticamente, sendo realizada a instrumentação do canal radicular por meio de sequência de limas

endodônticas nº 10 até a nº 60 (Malleifer Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), com irrigação de hipoclorito de sódio 1% (Asfer Indústria Química, São Caetano do Sul, SP, Brasil), até alcançar o forame apical. Após completar a instrumentação, foi feita irrigação final com solução salina 0,9% (Industria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil). A obturação do canal radicular foi realizada com cones de gutta-percha (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e cimento endodôntico (Sealer 26, Dentsply, New York, USA) utilizando a técnica de condensação lateral (Figura 2).

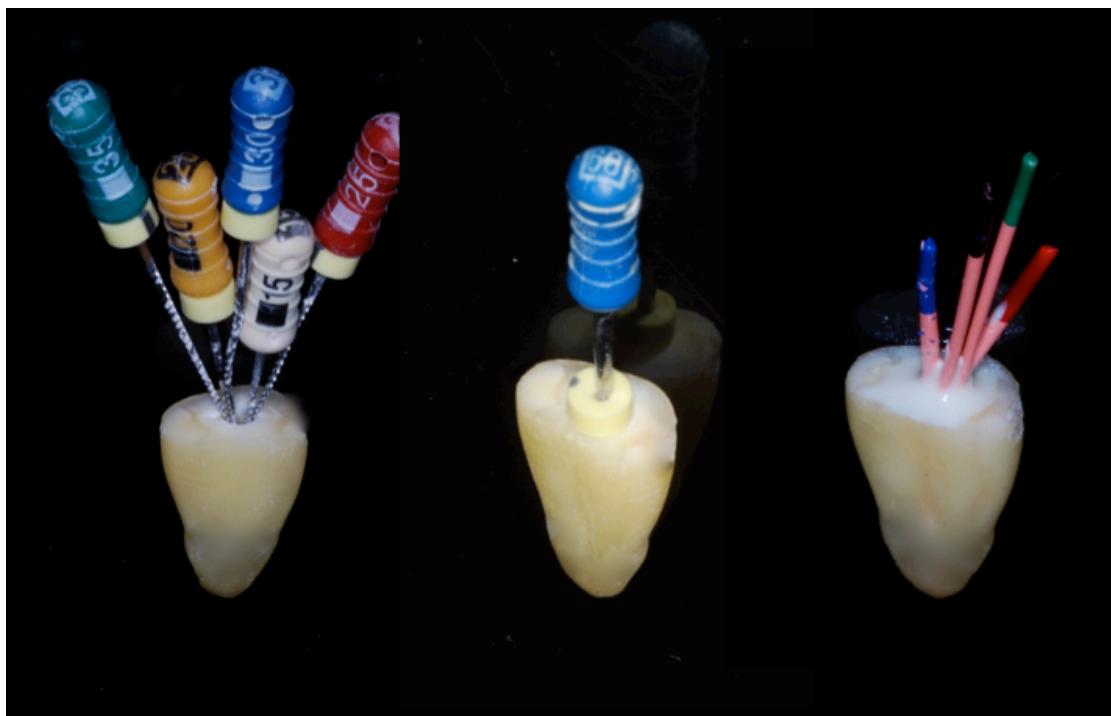


Figura 2. Instrumentação e obturação do canal radicular

As raízes com 17mm de comprimento receberam preparo para coroa total em toda a circunferência do remanescente coronário dentinário de 2,0mm (grupo Re). A guta-percha foi removida com instrumento metálico aquecido (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) permanecendo 5mm de obturação e o preparo do canal foi realizado com broca côncica (Angelus, Londrina, PR, Brasil) com diâmetro 1,6-1,0mm na profundidade correspondente a 10mm para os dentes dos grupos SRe e 12mm para os grupos Re (Figura 3).

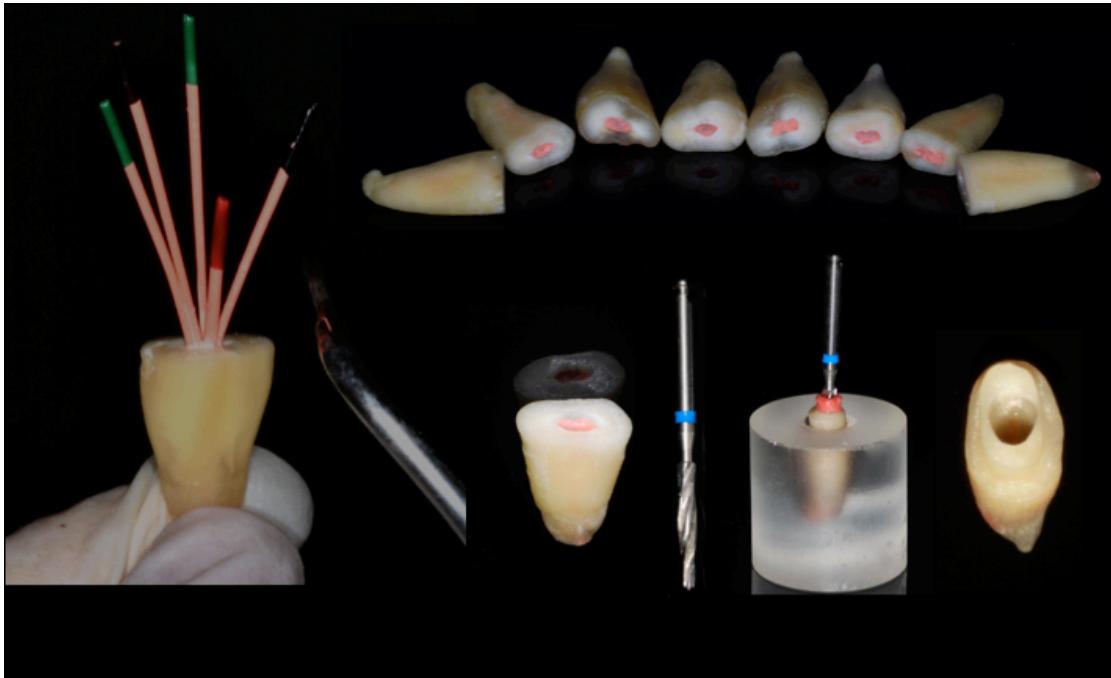


Figura 3. Alívio do canal radicular

4.1.3. Confecção dos grupos de referência, inclusão e simulação do ligamento periodontal

Os grupos Re e SRe foram divididos em 2 subgrupos ($n=10$) de acordo com 2 sistemas de reconstrução utilizados: **NMF**, núcleo moldado fundido em liga à base de Ni-Cr sem berílio (FIT Cast-SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) e **PFv**, pino de fibra de vidro cônico liso (Exacto cônico, n.3, Angelus) associado ao preenchimento coronário com resina composta (Filtek Z350, 3M-ESPE).

A moldagem dos núcleos metálicos moldados e fundidos foi realizada com pino em policarbonato (Pinjet, Angelus), núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet, Angelus) e resina acrílica (Duralay, Polidental, Coita, SP, Brasil), com 6 mm de altura na porção coronária para os grupos SRe e 4 mm para os grupos Re, totalizando altura do preparo das paredes axiais de 6 mm. Para possibilitar a padronização da forma da porção coronária, um canino superior foi preparado, seguindo os preparos para coroas de cerâmica pura, o qual foi utilizado como molde para confecção de todos os padrões de resina (Figura 4). Posteriormente, os mesmos foram incluídos e fundidos em liga Ni-Cr

sem berílio (FIT Cast-SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil), por meio da técnica de cera perdida, no Curso Técnico em Prótese dentária na Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Após ajuste final, os NMF foram jateados com partículas de óxido de alumínio 50 μ m, por 10 segundos com 2 bars de pressão, a distância de 1,0 cm, lavados com spray ar-água por 60 segundos (Figuras 5 e 6).

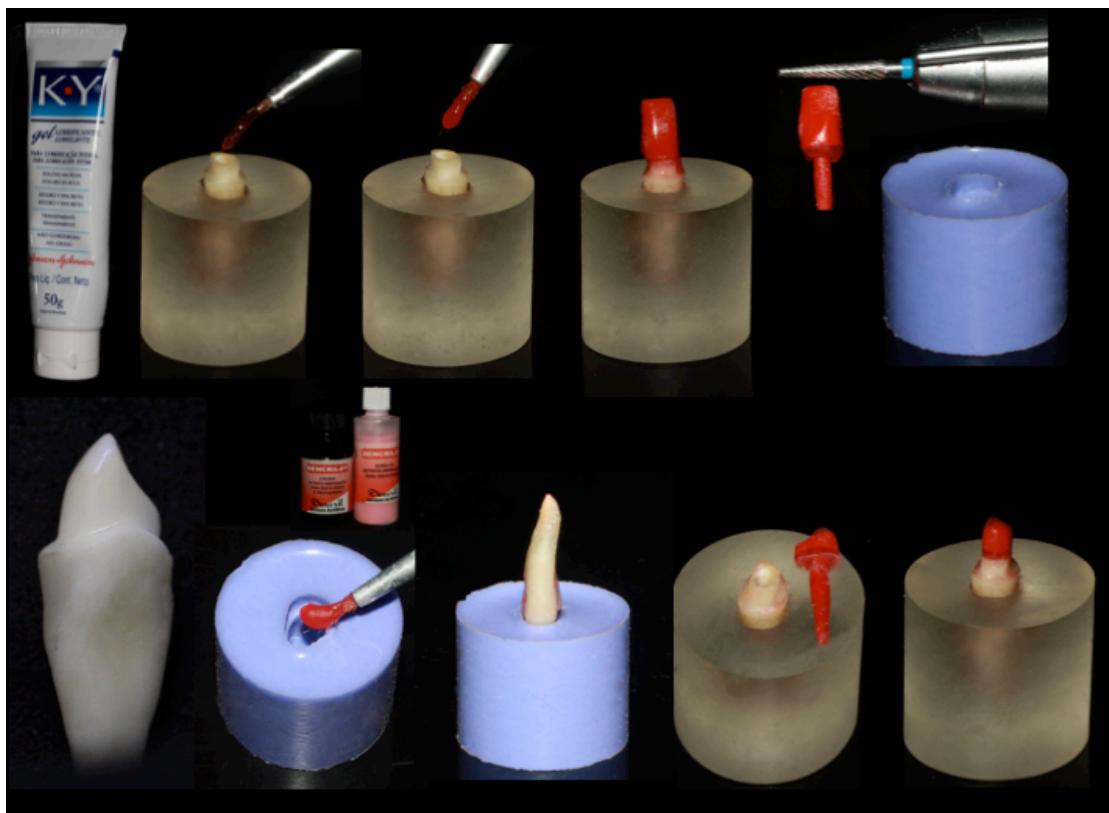


Figura 4. Moldagem e padronização da porção coronária para confecção dos núcleos metálicos moldados fundidos

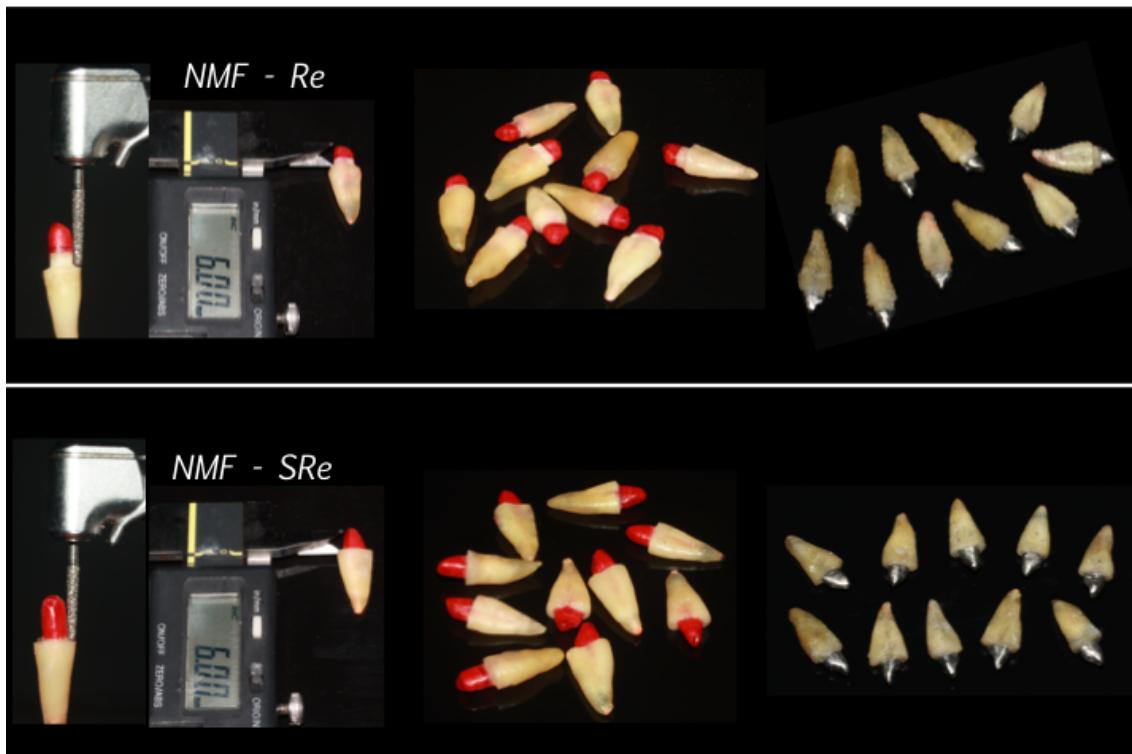


Figura 5. Seqüência de confecção dos núcleos metálicos fundidos dos grupos NMF – Re e NMF – SRe

Os canais radiculares foram irrigados com solução salina 0,9% (Industria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil) e secos com cones de papel absorvente (Dentsply). Os retentores intra-radiculares foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo universal (RelyX U100, 3M ESPE) manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido no interior do canal e aplicado na superfície do pino. Após 3 minutos submetidos à pressão padronizada de 500g, a fotoativação foi realizada com fonte de luz halógena de intensidade de 800mW/cm^2 (XL 3000, 3M ESPE) por 40 segundos nas faces incisal, vestibular e lingual, totalizando 120 segundos por amostra. (Figura 6).

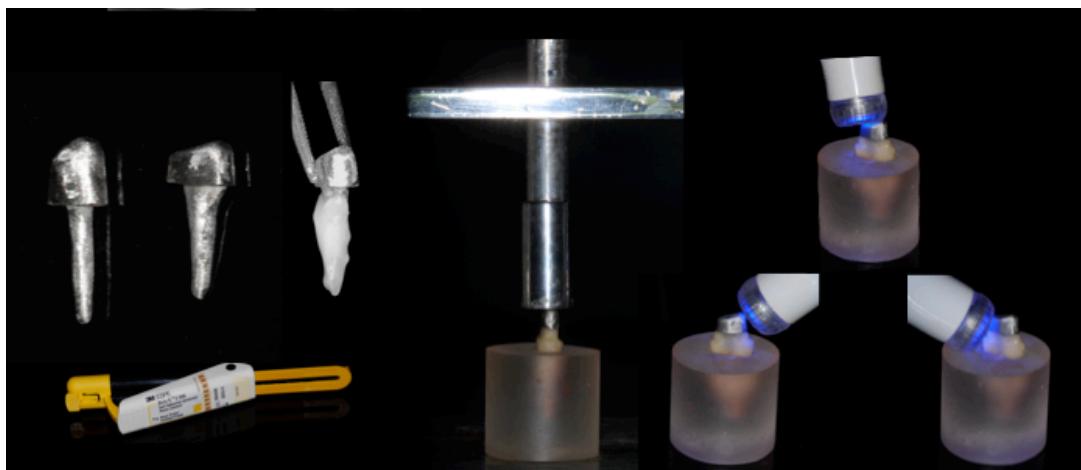


Figura 6. Seqüência de cimentação do núcleos metálicos fundidos

Os retentores intra-radiculares de fibra de vidro cônico liso com diâmetro coronário de 1,4mm e apical de 0,9mm (Exacto cônico n.3) foram limpos com álcool 70% (Miyaco), tratados com peróxido de hidrogênio 24% durante 1 minuto e posteriormente silanizados (Silano, Angelus) por 1 minuto (Figura 7). Posteriormente, foi realizada limpeza e secagem do conduto radicular e, assim como os NMF, foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo universal (RelyX U100, 3M ESPE) manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido no interior do canal e aplicado na superfície do pino. Após 3 minutos submetidos à pressão padronizada de 500g, a fotoativação foi realizada com fonte de luz halógena de intensidade de 800mW/cm² (XL 3000, 3M ESPE) por 40 segundos nas faces incisal, vestibular e lingual, totalizando 120 segundos por amostra. (Figura 7).

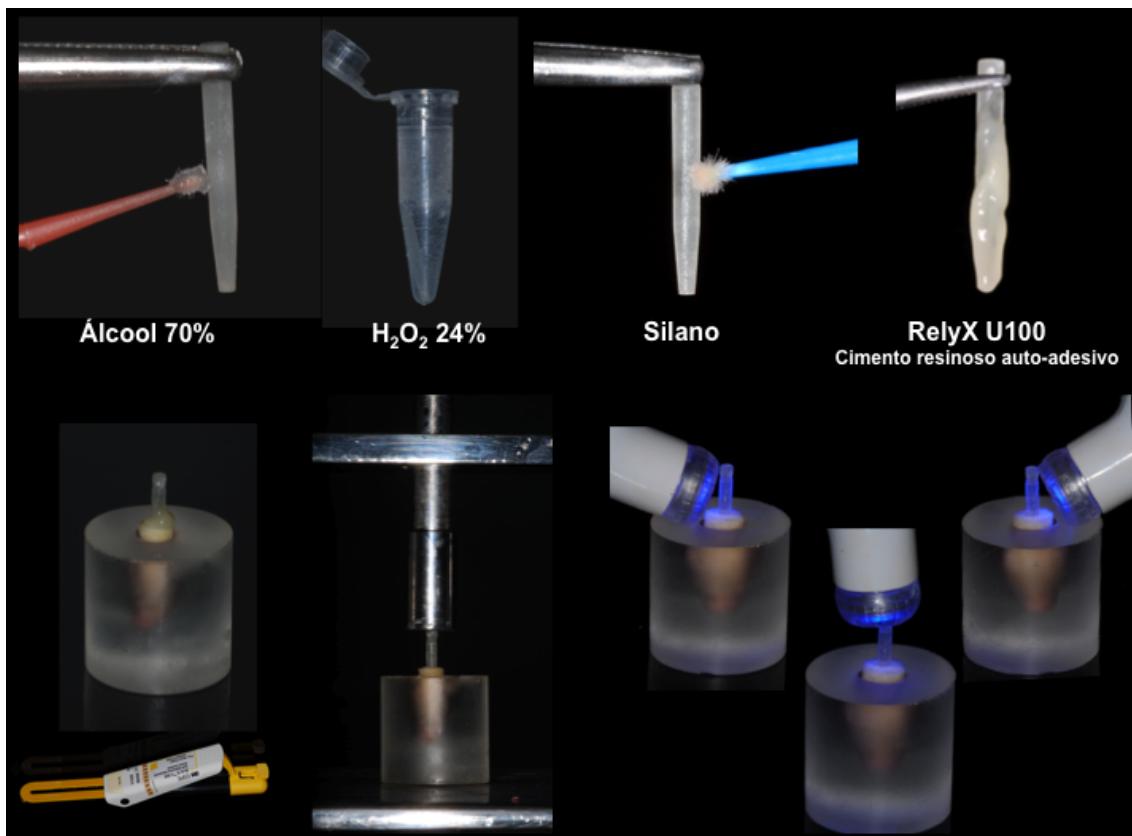


Figura 7. Tratamento de superfície e seqüência de cimentação dos retentores intra-radiculares de fibra de vidro

Os núcleos de preenchimento em resina composta (Filtek Z350) foram confeccionados a partir da moldagem dos NMF utilizando matriz de acetato de 0,25mm de espessura (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, São Paulo, Brasil) confeccionada em plastificadora a vácuo (Plastivac P7, Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Santos Filho et al., 2008). Esta matriz foi utilizada para inserção da última camada de resina composta, proporcionando padronização da reconstrução direta das amostras. Portanto, após a cimentação dos retentores intra-radiculares pré-fabricados, as paredes circundantes das câmaras pulpares foram condicionadas com ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil) durante 15 segundos. O ácido foi cuidadosamente aplicado e removido para evitar contato com o pino e a linha de cimento. Em seguida, aplicação de 1 camada do primer e 1 camada do adesivo do sistema adesivo convencional de 3 passos (Adper Scotchbond MP, 3M Espe, St Paul, USA), com intervalo de

5 segundos e fotoativação por 20 segundos da camada de adesivo. Este tratamento de superfície na dentina foi realizado para possibilitar a adesão desta à resina composta de preenchimento. O núcleo de preenchimento dos retentores intra-radiculares pré-fabricados foi construído utilizando resina composta (Filtek Z350, 3M-ESPE, St Paul, Minn, USA) por meio de técnica incremental sendo polimerizada por 20 segundos a cada incremento com a mesma unidade de fotoativação.

O preparo para coroa total foi realizado com ponta diamantada cônica com extremidade arredondada (#4138, Microdont, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) realizando redução axial de 1,5mm, confecção de término cervical em ombro arredondado e convergência axial das paredes de 6°.

Para reproduzir com detalhes a anatomia externa da região do canino superior foi utilizada uma maxila humana, obtida no Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Federal de Uberlândia, com dentes em posição e sem alteração do tecido ósseo de suporte na região entre do dente 23. Foi realizada moldagem com alginato e na região de interesse vazado gesso especial tipo IV (Gesso tipo IV de alta resistência mecânica para troquéis e modelos de precisão - Dental Mix IV, PASOM Ind. e Com. De Materiais Odontológicos Ltda., Brasil). Neste modelo de gesso foi realizado exodontia do canino e abertura do alvéolo com broca Maxcut (Microdont, São Paulo, SP, Brasil), tendo como referência a raiz de maior largura de todas as amostras e obtendo assim um modelo da secção maxilar correspondente à região do canino superior passível de individualização para todas as amostras. Silicone por adição de uso laboratorial (Aerojet, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulado conforme instruções do fabricante e vertido no interior do modelo criado. Após 24 horas, a secção maxilar correspondente à região do canino superior foi removida e então obtido o molde (Figura 8).

No interior do molde foi vertida a resina de poliestireno, obtendo-se 80 modelos de secção maxilar, metade (n=40) para o grupo SPo e a outra metade (n=40) para o grupo Po5 (Figuras 8 e 9), visto que as mesmas amostras simularam as condições SPo e Po5. Para individualização do alvéolo

para cada amostra, foi inserida resina acrílica em seu interior e cada dente, após aplicação de fina camada de cera rosa 7 na espessura de 0,3 mm e cobertura com fina camada de vaselina (Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil), foi inserido no interior do alvéolo, fazendo ocorrer extravasamento da resina acrílica em excesso. Para simular a condição do grupo SPo, as amostras foram inseridas distando apicalmente 2 mm à junção amelocementária (JAC) e para simular a condição do grupo Po5 as mesmas amostras foram inseridas distando apicalmente 7 mm à JAC (Figura 8). Posteriormente, os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e, decorrido 1 hora da polimerização da resina, a cera foi eliminada com água a 100°C. Em seguida, para simular o ligamento periodontal, o material de moldagem (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) foi manipulado e aplicado na superfície da raiz e o conjunto inserido no interior do alvéolo (Figura 8).

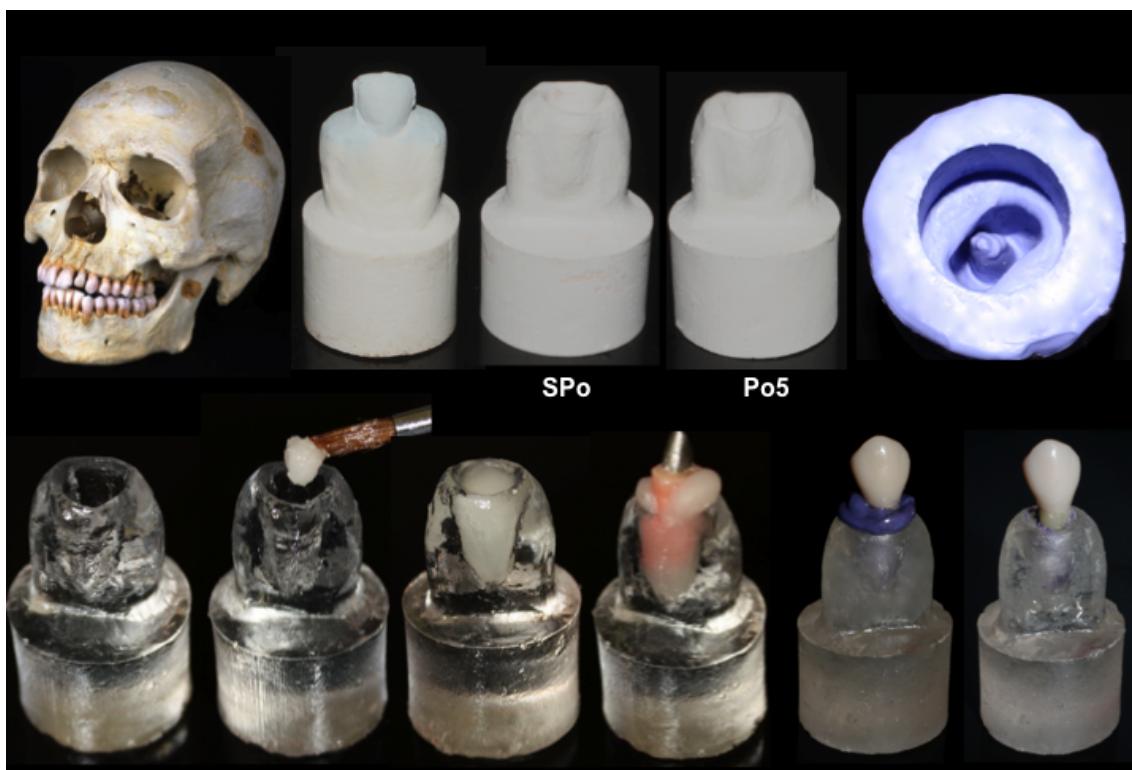


Figura 8. Inclusão e simulação do ligamento periodontal.

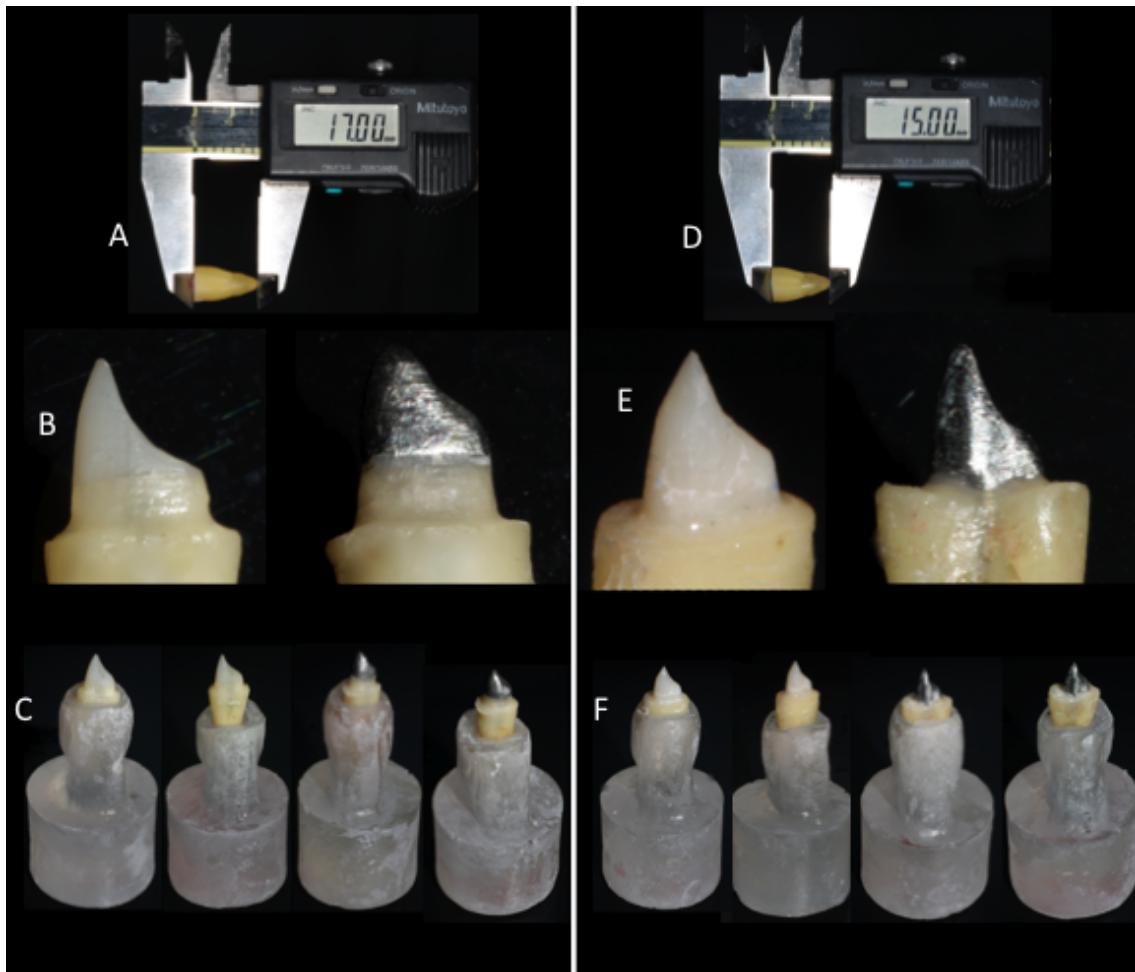


Figura 9. Amostras de referência: **A**- Canino representativo do grupo Re, **B**- Canino com remanescente coronário de 2mm, restaurado com PFv e restaurado com NMF, **C**- Secção maxilar artificial representativa do grupo Re, com suporte ósseo normal (Spo) e com perda óssea de 5.0mm (Po5), **D**- Canino representativo do grupo SRe, **E**- Canino sem remanescente coronário, restaurado com PFv e NMF, **F**- Secção maxilar artificial representativa do grupo SRe, com suporte ósseo normal (Spo) e com perda óssea de 5.0mm (Po5).

4.1.5. Confecção das coroas cerâmicas

A partir das medidas vestíbulo-linguais e mésio-distais da porção mais cervical de todas as amostras (n=40), foram selecionadas três que melhor

representavam todo o conjunto para confecção de três coroas em cerâmica pura. As amostras ($n=3$) foram moldadas empregando moldeira individual adaptada com cápsulas de amálgama e material à base de poliéster (Impregum F, 3M Espe, St.Paul, USA). Posteriormente, os moldes foram vazados com gesso especial para troquéis na proporção de 28ml de água para cada 100g de gesso, segundo instruções do fabricante (Gesso tipo IV de alta resistência mecânica para troquéis e modelos de precisão - Dental Mix IV, PASOM Ind. e Com. De Materiais Odontológicos Ltda., Brasil), reproduzindo o troquel individual (Figura 10).

Uma coroa padrão pré-selecionada foi moldada e reproduzida matriz de acetato para guiar as dimensões durante o enceramento. Foi construído um nicho palatino posicionado a 3mm do limite incisal, o qual funcionou como stop para a ponta aplicadora de carga. O padrão de injeção das coroas cerâmicas foi construído em cera de escultura orgânica para prótese fixa verde e branca regular (KOTA Import's, São Paulo, Brasil).

Após o selamento de bordo do padrão em cera sobre o troquel, este foi enviado para o Laboratório de Prótese Dentária (Center Odonto, Odontologia Integrada, Uberlândia, MG, Brasil) para confecção das coroas cerâmicas no sistema IPS e.max (IPS e.max Di-silicato de Lítio, Ivoclar Vivadent, NY, USA) (Figura 11). Para possibilitar utilização das coroas durante todos os testes de extensometria, estas foram apenas posicionadas sobre as amostras.



Figura 10. Processo de moldagem do preparo coronário e confecção do troquel individual.



Figura 11. Confecção das coroas cerâmicas

4.2. Ensaio mecânico de extensometria

O ensaio de extensometria foi realizado em todas as amostras de todos os grupos. Para cada amostra, 2 extensômetros tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 foram utilizados. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com $1,1 \text{ mm}^2$, resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. Para fixação dos extensômetros foi seguido o protocolo descrito por Santos-Filho et al. (2008), onde foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% (Dentsply) durante 30s, lavagem com água e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os extensômetros foram colados na dentina radicular, transversalmente na face proximal (mesial) e na direção do longo eixo radicular na face vestibular, 1 mm acima do limite ósseo correspondente ao grupo SPo e ao grupo Po. 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 de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) (Figura 12).

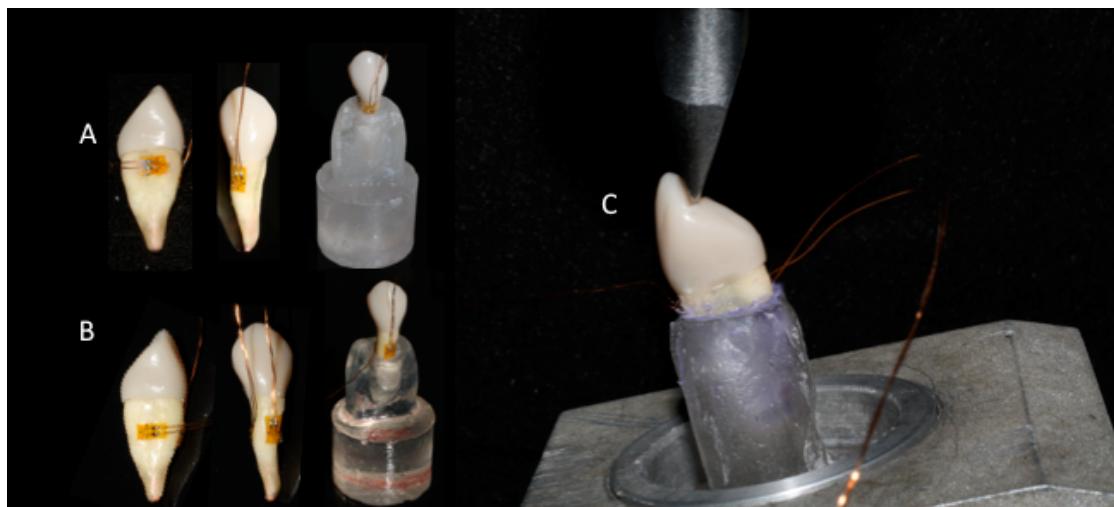


Figura 12. A- Fixação dos extensômetros no grupo SPo, B- Fixação dos extensômetros no grupo Po5, C- Amostra posicionada para o teste de extensometria

O excesso de adesivo foi removido, e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise) servindo como amostra de compensação de alterações provocadas por variação de temperatura ambiente.

A aplicação de carga foi simulada pela inclinação média verificada na cavidade oral, por meio de dispositivo regulável em alumínio (Castro, 2009). Por se tratarem de dentes caninos foi aplicado carregamento tangencial de compressão por meio de ponta na forma de faca em inclinação de 15° com o longo eixo do dente (Langlade, 2002). As amostras foram então inseridas neste dispositivo metálico, o qual foi posicionado na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil), e submetidas ao carregamento

de até 100N em velocidade de 0,5mm/minuto (Figura 13). Os dados de deformação proximal e vestibular foram separadamente submetidos à análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise fatorial (2X2x2) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para cada grupo em estudo.

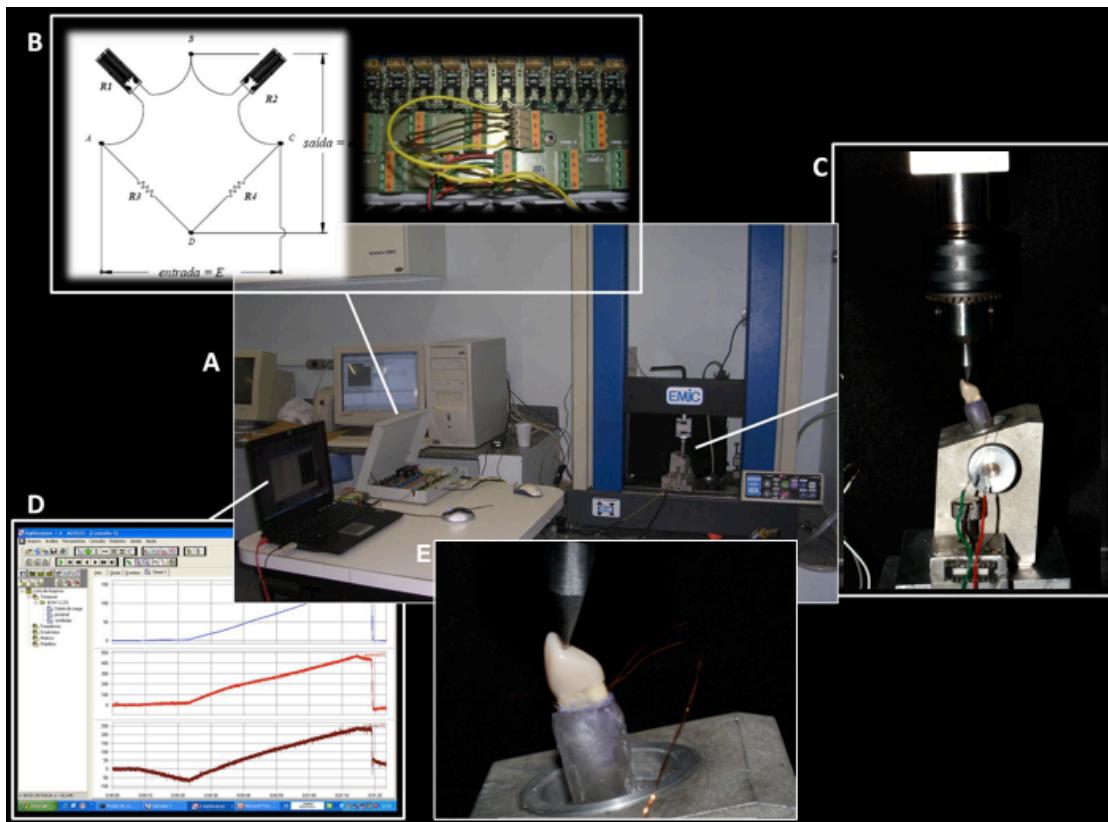


Figura 13. A: Todo aparato utilizado para o teste de extensometria; B: Placa de aquisição de dados com fios conectados em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal; C: Amostra em posição para teste com fios soldados; D: Leitura da deformação; E: Vista aproximada da amostra em teste.

4.3. Análise pelo Método de Elementos Finitos

Para análise pelo Método de Elemento Finito foram seguidas as etapas de construção do modelo (pré-processamento), da solução do problema (processamento) e da análise dos resultados (pós-processamento).

Inicialmente, foi realizada a modelagem das geometrias de interesse, a declaração das propriedades dos materiais, assim como a definição dos tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas.

Posteriormente, a estrutura do modelo foi dividida em número finito de elementos (discretização) que foram interconectados por pontos nodais, os quais encontram-se no sistema de coordenadas X, Y, Z, onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Esta etapa de preparo do modelo foi realizada de maneira controlada, evitando elementos com elevada distorção, pela relação a instabilidades numéricas durante o processamento da análise do modelo.

Após a criação do modelo, o problema estrutural foi solucionado computacionalmente por meio do processamento numérico. Os resultados dos campos de tensões e deslocamentos foram obtidos e a análise do modelo foi efetuada. A análise do deslocamento foi feita pelo critério de von Mises e a das tensões pela comparação dos componentes de máximas tensões principais.

Descrição das etapas

4.3.1. Modelagem geométrica das formas de tratamento

Modelos numéricos tridimensionais foram criados a partir de um canino superior hígido com geometrias representativas das dimensões médias dos dentes selecionados para análise experimental, seguindo protocolo de modelagem descrito por Santos-Filho (2008), associado à utilização de referências anatômicas fundamentais obtidas por meio do banco de dados do setor DT3D (Departamento de Tecnologia Tridimensional; Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer; Campinas, São Paulo, Brasil).

Oito modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados, representando cada grupo experimental descrito anteriormente. A associação dos fatores em estudo está descrita na Tabela I. Todos os modelos foram restaurados com coroa de cerâmica pura e as demais estruturas dos modelos (ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso) foram igualmente representadas. Para a obtenção de resultado com MEF, atenção particular foi

dada à construção geométrica dos modelos, reproduzindo-os com maior fidelidade possível.

Tabela I. Descrição dos modelos computacionais e grupos experimentais.

FATOR EM ESTUDO	GRUPO	DESCRIÇÃO
Tipo de retentor intra-radicular	PFv	Pino de fibra
	NMF	Núcleo Moldado Fundido
Remanescente coronário	Re	Remanescente coronário de 2mm
	SRe	Ausência de remanescente coronário
Estrutura óssea	Po	5mm de perda óssea
	SPo	Ausência de perda óssea

Inicialmente foram criadas as linhas de representação da geometria do canino superior hígido e suas estruturas de suporte. As dimensões das estruturas dentais externas do dente hígido (comprimento de coroa, comprimento da raiz, diâmetro vestíbulo palatino e diâmetro mésio-distal, tanto da coroa como da raiz) foram as dimensões médias dos dentes selecionados para análise experimental.

Todo o processo de modelagem, descrito pelas Figuras 14 e 15, foi realizado pela ferramenta do software 3D Rhinoceros (Rhinoceros - Nurbs Modeling For Windows), a qual possibilitou controlar a geração e a alteração da geometria com detalhes, permitindo uma construção geométrica similar ao modelo físico real.

4.3.2. Geração dos modelos variando o retentor intra-radicular

Para a construção dos modelos restaurados com retentores intra-radiciares utilizou-se como base a geometria dos retentores intra-radiciares de fibra de vidro, obtida pelas informações fornecidas pelo fabricante e confirmadas por medida real de cada pino, utilizando-se paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japan).

Os retentores intra-radiculares de fibra de vidro foram projetados de acordo com o pino Exacto número 3 (Ângelus, Londrina, PR, Brasil) cujo formato é cônico, liso, de cimentação passiva no interior do conduto radicular, com o diâmetro no terço cervical do retentor de 1,4mm terminando no terço apical com 0,9mm.

O desgaste axial de 2,0mm na porção incisal e de 1,5mm nas demais faces da coroa simulou o núcleo de preenchimento em resina composta do pino de fibra de vidro, o qual foi padronizado também para o núcleo metálico e fundido. A modalidade do contato entre as superfícies com o PFv foi a do contato simétrico, assumindo condição de perfeita adesão entre as estruturas e os materiais.

O núcleo moldado fundido (NMF) foi gerado pela união da porção radicular do pino de fibra com a porção coronária do núcleo de preenchimento, formando uma única estrutura. Desta forma, os retentores foram padronizados na porção coronária e também na porção radicular. A modalidade do contato entre todas as superfícies foi a do contato deslizante, gerado no Femap que constitui parte do software NeiNASTRAN® (Noran Engineering, Inc) responsável pela geracão do modelo em elementos finitos. Com este tipo de contato assumiu-se uma condição de justaposição entre as estruturas e os materiais.

4.3.3. Geração dos modelos variando a extensão do remanescente dentinário coronário

O fator remanescente coronário foi analisado em dois níveis, sendo um modelo com remanescente coronário de 2,0mm (Re) e outro com ausência de remanescente coronário (SRe). O modelo de canino superior utilizado possui raiz de 15,0mm. A partir deste foi gerado dois modelos, um sem remanescente coronário composto por raiz de 15,0mm e outro modelo no qual foi simulado 2,0mm de remanescente coronário acima da raiz com 15,0mm. Para a simulação da remanescente coronário foi gerado preparo em ombro arredondado com 1,5mm de desgaste em toda sua extensão e expulsividade

seqüencial da parede externa do núcleo de preenchimento de 6º. Nos modelos com ausência de remanescente coronário, a extensão de 2,0mm foi adicionada na porção inferior do núcleo de preenchimento.

4.3.4. Geração dos modelos variando o nível de perda óssea alveolar

Para a modelagem do tecido ósseo de suporte utilizou-se como referência a maxila de uma tomografia da base de dados da DT3D do CTI, a qual foi seccionada, individualizando a região referente ao canino. Baseando-se na distância normal entre a juncão amelo-cementária (JAC) e a crista óssea alveolar (COA), foram construídos os modelos simuladores das condições clínicas de suporte ósseo normal (SPo) e de 5 mm de perda óssea. Para a condição de altura óssea normal, foi simulada a distância de 2 mm entre a JAC e a COA. Já para o modelo representativo de um canino portador de 5 mm de perda óssea alveolar, foi simulada a distância de 7 mm entre a JAC e a COA.

4.3.5. Geração da coroa cerâmica e do ligamento periodontal

Todos os modelos foram restaurados com coroas totais cerâmicas. Foi utilizada a geometria externa do esmalte, o término em ombro arredondado e 1,5 mm de espessura de cerâmica no terço cervical e médio da coroa e 2 mm no terço incisal.

O ligamento periodontal foi modelado em espessura uniforme de 0,3 mm ao redor do dente, seguindo o contorno da dentina radicular e finalizado a 2,0 mm apicalmente à juncão amelocementária nos modelos sem perda óssea e a 7,0 mm nos modelos com perda óssea alveolar.

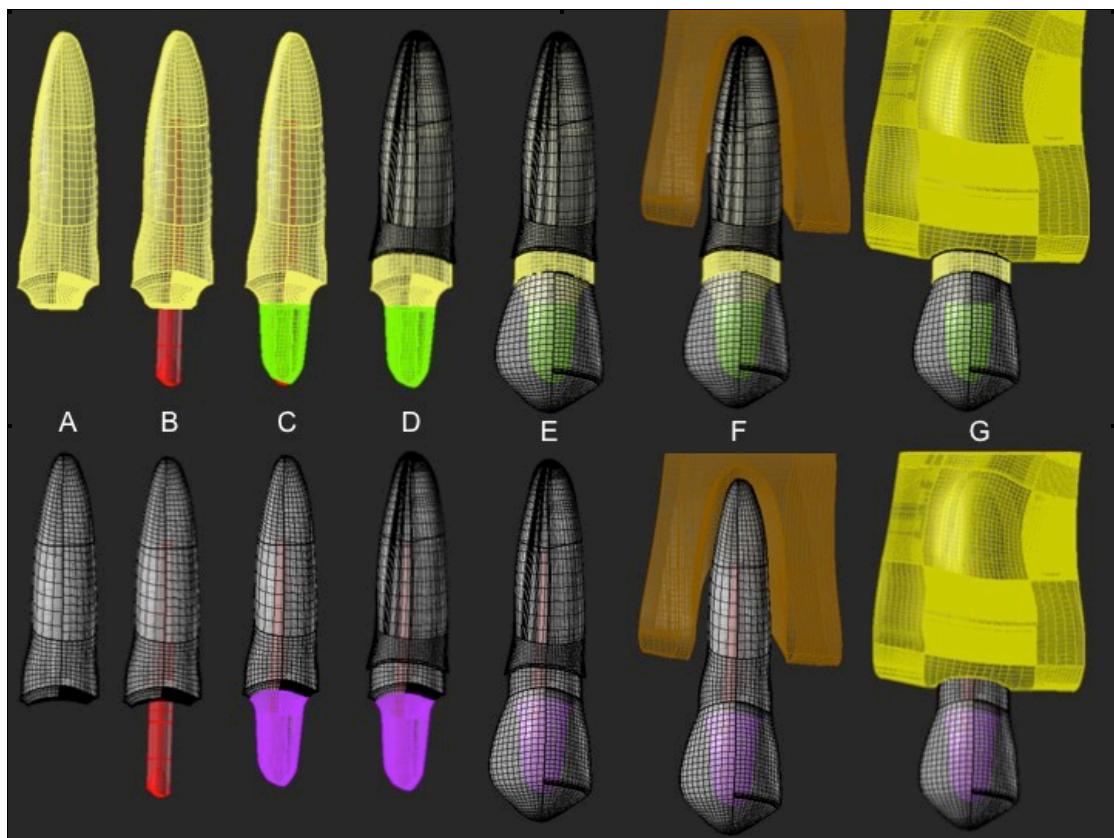


Figura 14. Modelagem tridimensional de elementos finitos, representando os grupos experimentais com suporte ósseo normal. **A**, Raiz do canino superior, representativa dos modelos com e sem remanescente coronário dentinário. **B** - **C**, Pino e núcleo de preenchimento correspondente ao dente com e sem remanescente coronário dentinário cimentados intra-radicular. **D**, Simulação do ligamento periodontal. **E**, Modelo do canino superior restaurado com coroa total em cerâmica pura. **F**, Inserção do modelo no osso trabecular **G**, Modelo de elementos finitos com suporte ósseo normal.

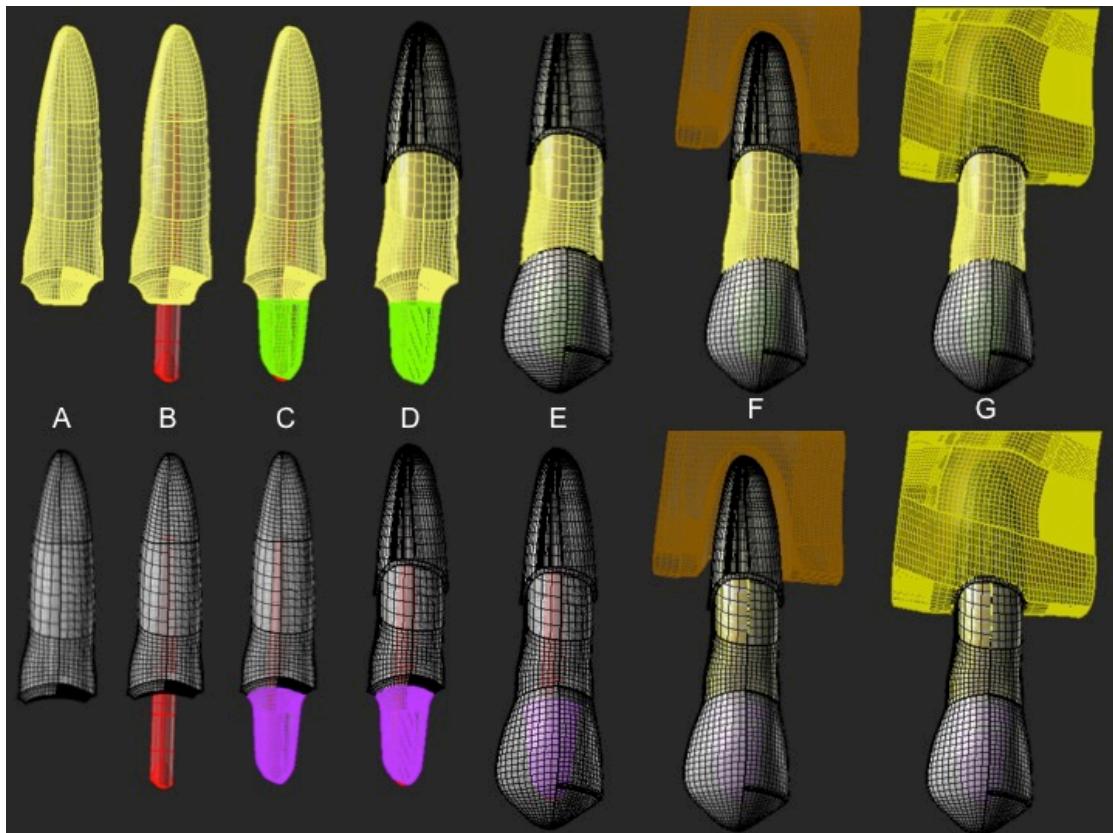


Figura 15. Modelagem tridimensional de elementos finitos, representando os grupos experimentais com perda óssea de 5mm. **A**, Raiz do canino superior, representativa dos modelos com e sem remanescente coronário dentinário. **B** - **C**, Pino e núcleo de preenchimento correspondente ao dente com e sem remanescente coronário dentinário cimentados intra-radicular. **D**, Simulação do ligamento periodontal. **E**, Modelo do canino superior restaurado com coroa total em cerâmica pura. **F**, Inserção do modelo no osso trabecular. **G**, Modelo de elementos finitos com perda óssea de 5mm.

4.3.6. Geração de malhas

Os modelos geométricos gerados no Bio-CAD (Computer Assisted Desing: Rhino3D, Rhinoceros, USA) foram exportados para o software FEMAP (NoranEngineering, USA) e a malha de cada estrutura e as condições de contorno foram geradas. Em virtude da complexidade dos modelos, optou-se por gerar a malha utilizando-se o procedimento *boundary mesh* (geração de

malha controlada baseadas em superfícies complexas), uma vez que os procedimentos automáticos (*automesh*), assim como os tradicionais métodos de controle de malha mostraram-se insatisfatórios no que tange à capacidade dos mesmos em discretizar devidamente as estruturas orgânicas, além de não gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável. Os elementos utilizados foram tetraédricos, que consistem de pirâmides de base triangular, nos quais os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós. A quantidade de elementos e de nós de cada modelo está descrita na Tabela II e as etapas do processo de geração de malhas estão representadas nas Figuras 16 e 17.

Tabela II. Número de elementos e nós dos modelos.

MODELO	Nº DE NÓS	Nº DE ELEMENTOS
1) PFv – Re – SPo	640.880	438.165
2) NMF – Re – SPo	640.880	438.165
3) PFv – SRe – SPo	642.060	438.694
4) NMF – SRe – SPo	642.060	438.694
5) PFv – Re – Po5	598.554	413.317
6) NMF – Re – Po5	598.554	413.317
7) PFv – SRe – Po5	597.024	412.074
8) NMF – SRe – Po5	597.024	412.074

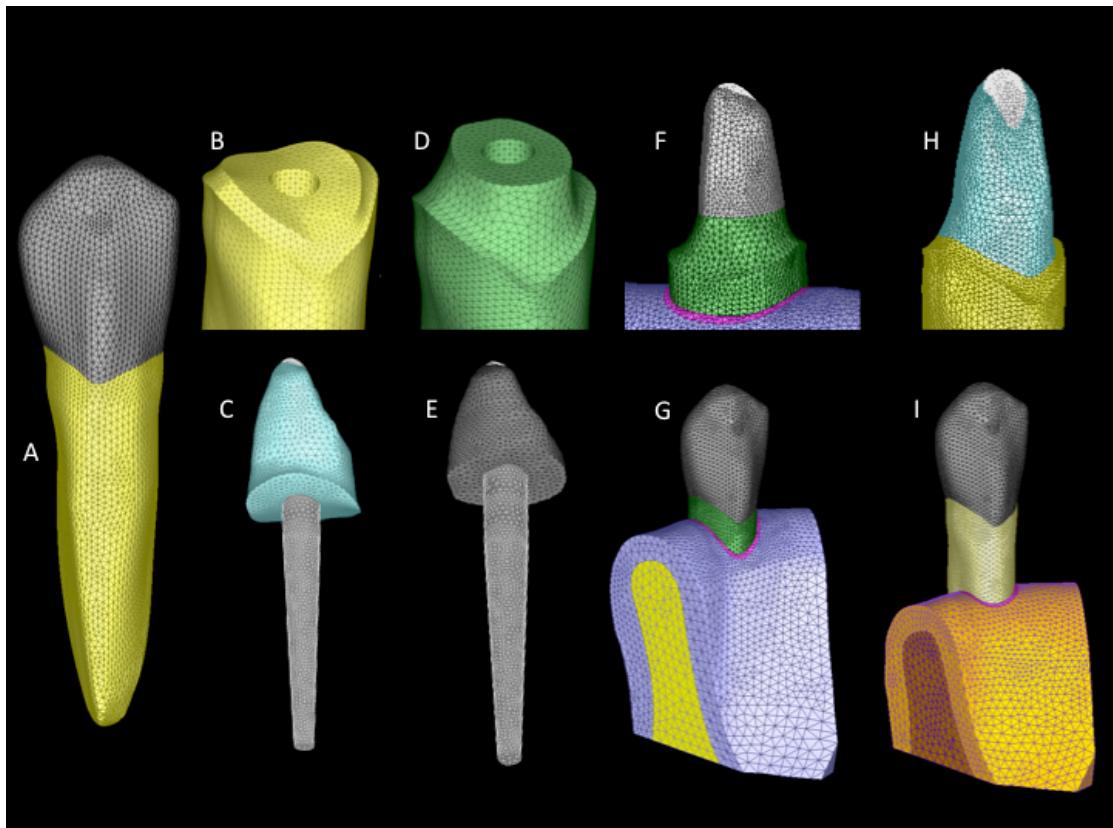


Figura 16. Malhas dos modelos tridimensionais de elementos finitos, representando os grupos experimentais. **A**, Canino superior utilizado em todos os modelos. **B**, Vista aproximada do dente sem remanescente coronário. **C**, Pino correspondente ao dente sem remanescente coronário dentinário. **D**, Vista aproximada do dente com 2.0mm de remanescente coronário dentinário. **E**, Pino correspondente ao dente com remanescente coronário dentinário. **F**, Pino cimentado no dente com remanescente coronário dentinário e com suporte ósseo normal. **G**, Modelo de elementos finitos com suporte ósseo normal. **H**, Pino cimentado no dente sem remanescente coronário dentinário e com 5.0mm de perda óssea. **I**, Modelo de elementos finitos com perda óssea de 5.0mm.

4.3.7. Aplicação das condições de contorno

Uma carga total de 100N foi aplicada ao redor de 14 nós, em área de 1mm^2 , distando 3mm da superfície incisal, inclinada 15° em relação ao longo eixo do dente (Figura 17). Esta descrição simulava o contato oclusal durante a função mastigatória de um canino superior com o dente antagonista

em trespasso normal. Movimentações dos modelos foram restritas na base da secção maxilar, representada pelo osso cortical e esponjoso, promovendo uma fixação da região (Figura 17).

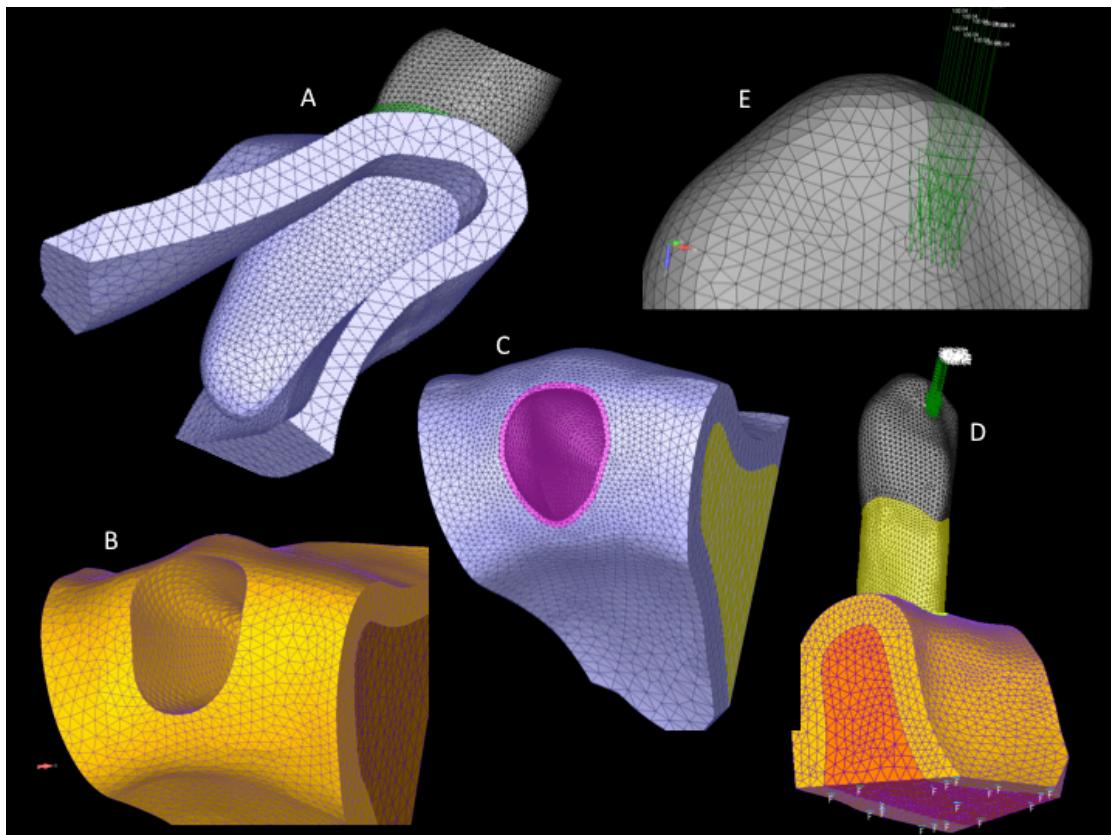


Figura 17. **A**, Osso esponjoso malhado com elemento de topologia tetraédrica. **B**, Osso cortical malhado sem o ligamento periodontal. **C**, Secção maxilar completa com ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso malhados. **D**, Condições de contorno. **E**, Vista proximal do ponto de aplicação da carga.

4.3.8. Definição das propriedades mecânicas

A análise realizada foi estrutural linear e elástica e apenas o pino de fibra de vidro foi considerado estrutura ortotrópica. Os demais materiais e estruturas foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos. As propriedades mecânicas das estruturas dentárias, das estruturas de suporte e dos materiais restauradores, obtidas por meio de revisão da literatura, estão apresentadas nas Tabelas III e IV.

Tabela III. Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores.

ESTRUTURA / MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
Osso esponjoso	1.37×10^3	0.30	Ko et al., 1992
Osso cortical	13.7×10^3	0.30	Ko et al., 1992
Ligamento periodontal	0.068×10^3	0.45	Holmes et al., 1996
Dentina	18×10^3	0.31	Ko et al., 1992
Polpa	2	0.45	Ersöz, 2000
Resina Composta	15.8×10^3	0.24	Joshi et al., 2001
NiCr	205×10^3	0.33	Toparli, 2003
Cerâmica *	95×10^3	0.24	Fabricante
Osso esponjoso	1.37×10^3	0.30	Ko et al., 1992

Tabela IV. Propriedades mecânicas dos retentores de fibra de vidro.

PROPRIEDADES *	RETENTORES DE FIBRA DE VIDRO
E_x (MPa)	37000
E_y (MPa)	9500
E_z (MPa)	9500
η_{xy}	0.34
η_{yz}	0.27
η_{xz}	0.34
G_{xy} (MPa)	3544.8
G_{yz} (MPa)	14567
G_{xz} (MPa)	3544.8

* Lanza et al., 2005

4.3.9. Processamento

Finalizada a etapa de pré-processamento os modelos foram submetidos ao processamento numérico utilizando o software NEi Nastran (Nastran Finite Element Analysis and Simulation Software; USA) e os resultados dos campos de deformação, campo de tensões e deslocamentos foram obtidos. A tensão máxima principal foi utilizada como critério para demonstrar o padrão de distribuição de tensões em todos os modelos. Todas as etapas da pesquisa foram realizadas em parceria entre o Departamento de Dentística e Materiais Dentários da Universidade Federal de Uberlândia com o CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Deformação vestibular

A média e o desvio padrão dos valores de deformação (μS) na superfície radicular vestibular de todos os grupos está descrita na Tabela V. O fator remanescente coronário ($P=.017$) e a condição óssea ($P<.001$) foram estatisticamente significantes para os valores de deformação vestibular, como é mostrado pela análise de variância fatorial 2X2X2 (3-way ANOVA) (Table VI). Os fatores tipo de pino ($P=.715$), a interação entre 2 fatores, tipo de pino e remanescente coronário ($P=.838$), tipo de pino e condição óssea ($P=.490$), remanescente coronário e condição óssea ($P=.676$), assim como a interação entre os 3 fatores ($P=.921$) não foram estatisticamente significantes.

Tabela V. Médias dos valores de deformação vestibular (Desvio Padrão) e resultados do teste Tukey (μS).

SPo	NMF		PFv	
	Re	SRe	Re	SRe
(Suporte ósseo normal)	284.1 (69.4) ^{Aa}	514.0 (170.3) ^{Ab}	267.6 (97.0) ^{Aa}	351.7 (70.3) ^{Ab}
(5.0 mm de perda óssea)	360.1 (124.3) ^{Ba}	614.4 (148.9) ^{Bb}	542.9 (88.8) ^{Ba}	666.6 (147.6) ^{Bb}
Diferentes letras maiúsculas nas colunas verticais indicam diferenças estatisticamente significantes; diferentes letras minúsculas nas linhas horizontais indicam diferenças estatisticamente significantes; Teste Tukey ($P<.05$).				

Tabela VI. Análise de variância fatorial (Three-way ANOVA) para os valores de deformação vestibular

Fatores de variação	df	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	F	p
Tipo de pino	1	1960.70	1960.70	.13	.715
Presença de remanescente coronário	1	92276.19	92276.20	6.39	.017
Condição óssea	1	721521.37	721521.38	49.98	<.001
Tipo de pino \times Presença de remanescente coronário	1	616.93	616.93	.04	.838
Tipo de pino \times Condição óssea	1	7031.78	7031.78	.48	.490
Presença de remanescente coronário \times Condição óssea	1	2559.84	2559.84	.17	.676
Tipo de pino \times Presença de remanescente coronário \times Condição óssea	1	145.28	145.28	.01	.921
Erro	32	461890.02	14434.06		
Total	40	9394600.47			
Total corrigido	39	1288002.12			

5.2. Deformação proximal

A média e o desvio padrão dos valores de deformação (μ S) na superfície radicular proximal de todos os grupos está descrita na Tabela VII. O fator remanescente coronário ($P=.044$) e a condição óssea ($P=.003$) foram estatisticamente significantes para os valores de deformação proximal, como é mostrado pela análise de variância fatorial 2X2X2 (3-way ANOVA) (Table VIII). Os fatores tipo de pino ($P=.986$), a interação entre 2 fatores, tipo de pino e remanescente coronário ($P=.723$), tipo de pino e condição óssea ($P=.996$), remanescente coronário e condição óssea ($P=.596$), assim como a interação entre 3 fatores ($P=.987$), não foi estatisticamente significante.

Tabela VII. Média dos valores de deformação proximal (Desvio padrão) e resultados do teste Tukey (μ S).

Tipo de pino	NMF		PFv	
	(Núcleo moldado e fundido)		(Pino de fibra de vidro)	
	Re	SRe	Re	SRe
SPo				
(Suporte ósseo normal)	115.2 (40.7) ^{Aa}	157.1(58.9) ^{Ab}	120.7 (35.1) ^{Aa}	188.2 (63.0) ^{Ab}
Po5 (5.0 mm de perda óssea)	181.9 (73.0) ^{Ba}	222.9 (45.4) ^{Bb}	150.9 (51.2) ^{Ba}	216.2 (65.8) ^{Bb}
Diferentes letras maiúsculas nas colunas verticais indicam diferenças estatisticamente significantes; diferentes letras minúsculas nas linhas horizontais indicam diferenças estatisticamente significantes; Teste Tukey ($P<.05$).				

Tabela VIII. Análise de variância fatorial (Three-way ANOVA) para os valores de deformação proximal

Fatores de variação	df	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	F	p
Tipo de pino	1	.92	.92	.00	.986
Presença de remanescente coronário	1	6402.17	6402.17	2.16	.044
Condição óssea	1	31727.87	31727.87	10.68	.003
Tipo de pino \times Presença de remanescente coronário	1	380.87	380.87	.13	.723
Tipo de pino \times Condição óssea	1	.07	.07	.00	.996
Presença de remanescente coronário \times Condição óssea	1	852.39	852.39	.29	.596
Tipo de pino \times Presença de remanescente coronário \times Condição óssea	1	.85	.85	.00	.987
Erro	32	95081.23	2971.29		
Total	40	1347418.54			
Total corrigido	39	134446.37			

5.3. Distribuição de tensões

O padrão de distribuição de tensões no interior da estrutura dentinária para todos os modelos avaliados, baseado em barra de mensuração de cor em que cada cor é correspondente ao intervalo de valores de tensão, está apresentado nas Figuras 18 e 19. A cor vermelha no topo da barra representa os maiores valores de tensão, enquanto a cor azul na parte inferior da barra representa os menores valores de tensão. Os maiores valores de tensão máxima principal (σ_{max}) foram obtidos para a dentina radicular na região palatina dos modelos simuladores dos dentes com 5.0mm de perda óssea (Figuras 18 e 19). Os modelos dos dentes restaurados com NMF demonstraram σ_{max} ligeiramente maior comparado aos modelos dos dentes

restaurados com PFv, principalmente para aqueles com 5.0mm de perda óssea (Figuras 18 e 19). Os maiores valores de σ_{max} foram obtidos nos modelos representativos dos dentes com 5.0mm de perda óssea, para a estrutura óssea no limite cervical vestibular do osso alveolar e secundariamente no limite cervical palatino do osso alveolar (Figura 20). Os valores de pico do deslocamento calculado para os dentes restaurados de todos os modelos avaliados estão descritos na Tabela IX. Os modelos com suporte ósseo normal apresentaram menor deslocamento comparados aos modelos com 5.0mm de perda, independente da presença do remanescente coronário e do tipo de pino.

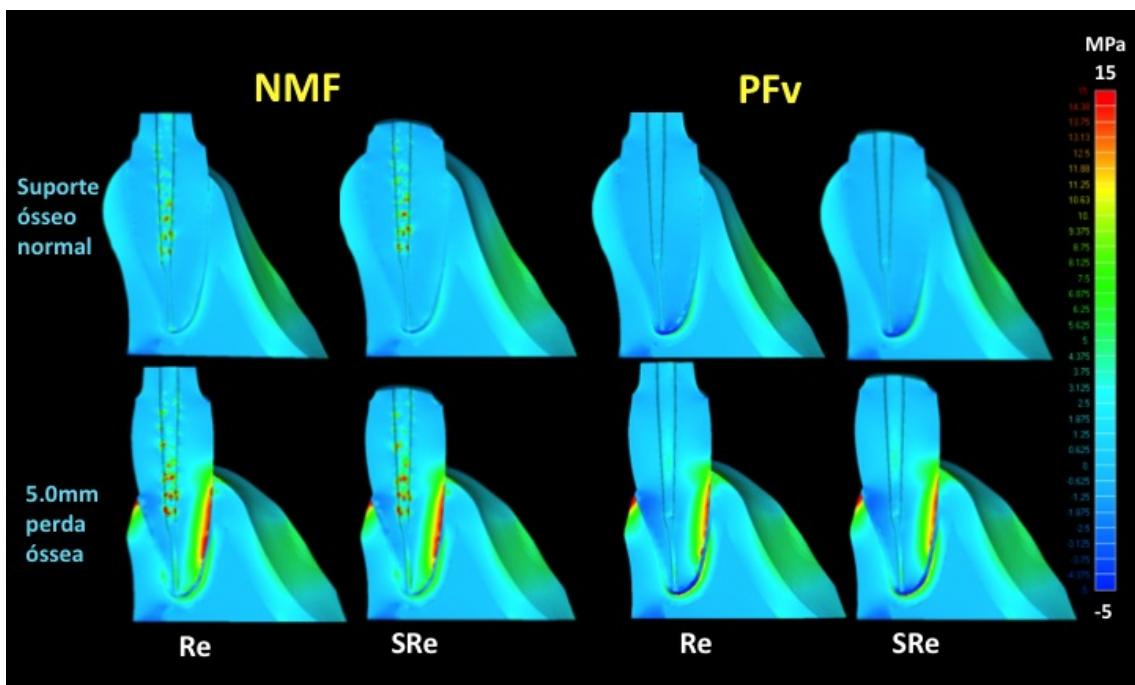


Figura 18. Distribuição de tensões no interior da dentina e na estrutura óssea.

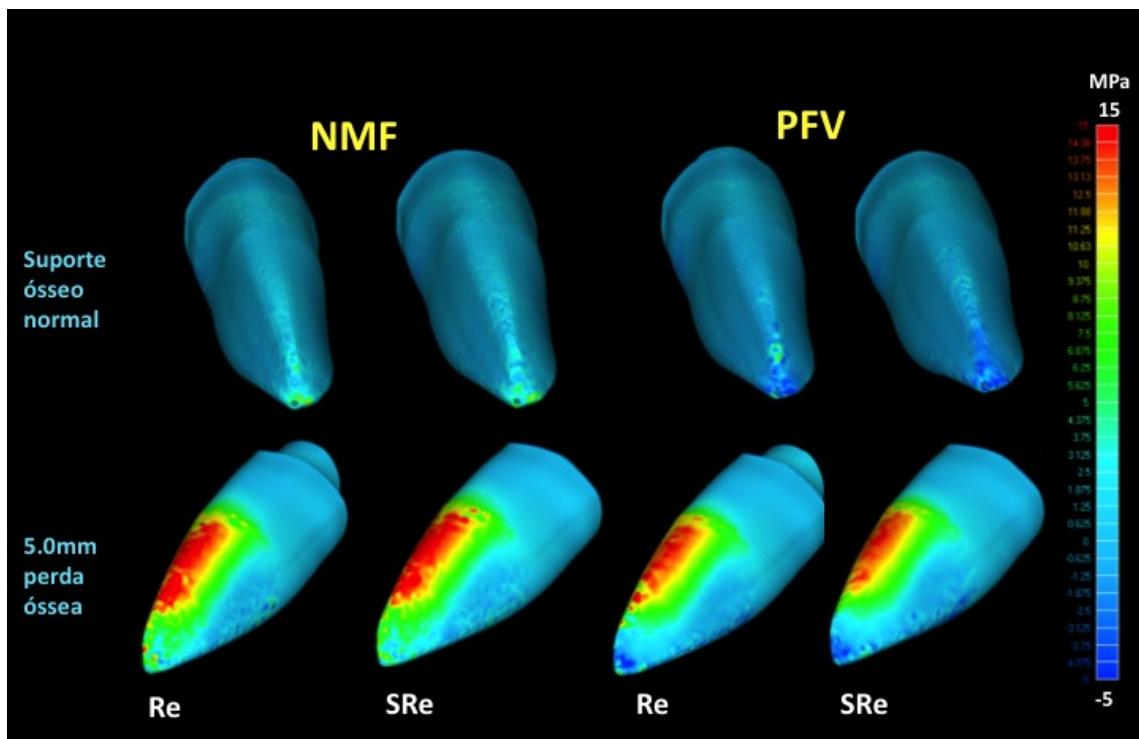


Figura 19. Distribuição de tensões no interior da estrutura dentinária.

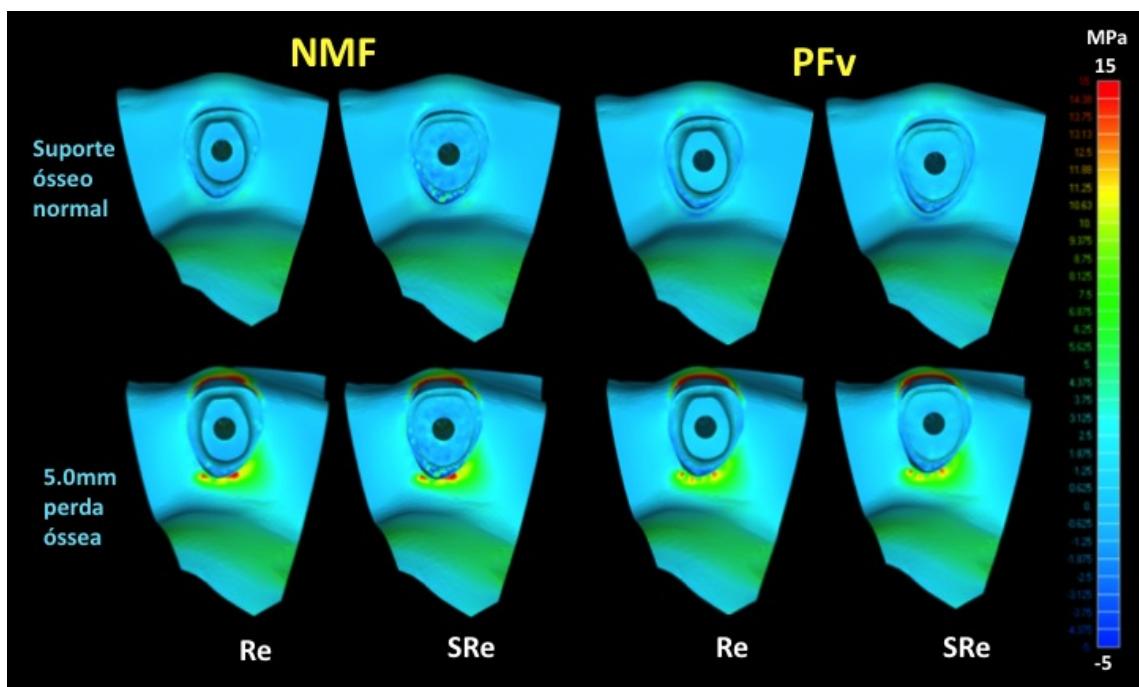


Figura 20. Distribuição de tensões na estrutura óssea vestibular e palatina.

Tabela IX. Valores de deslocamento máximo (mm) mensurado pela análise de elementos finitos

TIPO DE PINO	NMF		PFv	
	Re	SRe	Re	SRe
SPo (Suporte ósseo normal)	0,042	0,04	0,042	0,040
Po5 (5.0mm de perda óssea)	0,128	0,114	0,129	0,114

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese nula de que o comportamento mecânico de caninos tratados endodonticamente não seria afetado pela quantidade de remanescente dentinário coronário, pelo tipo de pino e núcleo de preenchimento, e pela quantidade de suporte ósseo foi rejeitada.

Do ponto de vista mecânico-estrutural, um dente tratado endodonticamente restaurado com pino, núcleo de preenchimento e coroa, pode ser tratado como estrutura de multi-constituintes de geometria complexa. A distribuição de tensões neste sistema é dependente da geometria, da rigidez e do material do pino; da rigidez das estruturas de suporte, do material do núcleo de preenchimento, da coroa, e da direção e magnitude das forças oclusais (Joshi et al., 2001). Neste contexto, é relevante considerar o potencial efeito direto ou indireto de todos os componentes envolvidos na reabilitação oral avaliados (estrutura dental, estrutura de suporte ósseo, núcleo de preenchimento, pino e remanescente coronário) no comportamento biomecânico deste complexo restaurador.

Especificamente aos caninos, observa-se escassez de trabalhos na literatura que avaliem este grupo de dentes e, quando avaliados, os autores geralmente adotam inclinação de teste similar à dos incisivos (45°) (Langlade, 2002). Para obter resultados que tenham relevância clínica, atenção particular foi dada para mimetizar as condições reais com a maior fidelidade possível durante os dois testes biomecânicos. Na análise de elementos finitos e no teste de extensometria, a inclinação correta (15°) (Langlade, 2002) simulou a função do canino realizada na cavidade oral.

Na análise biomecânica da estrutura dental e dos materiais restauradores, os ensaios laboratoriais mecânicos destrutivos utilizados para análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; da Silva et al., 2010; Santos-Filho et al., 2008) apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras no momento que antecede a fratura (Santos-Filho et al., 2008). Desta forma, a

análise laboratorial não-destrutiva, como o ensaio de extensometria (Soares et al., 2008; Santos-Filho et al., 2008; da Silva et al., 2010) e a simulação computacional, como a análise de elementos finitos (Ichim et al., 2006; Soares et al., 2008), são importantes testes biomecânicos para análise comportamental da deformação radicular e da distribuição de tensões ao longo das estruturas, de acordo com suas propriedades mecânicas que antecedem a falha da amostra.

Os resultados do teste de extensometria mostraram que os extensômetros fixados nas superfícies vestibular e proximal não detectaram diferenças estatisticamente significantes com relação ao tipo de pino e núcleo de preenchimento, independentemente da quantidade de suporte ósseo e da presença da remanescente coronário. Estes resultados podem ser explicados pela quantidade de dentina radicular remanescente após o tratamento endodontônico, pelo preparo conservador para prover espaço para o pino, assim como pela geometria homogênea e cúbica do canino, que apresenta grande volume dentinário no terço cervical, criando auto-proteção estrutural para o procedimento restaurador frente ao carregamento, fazendo com que o tipo de pino, NMF ou PFv, seja secundário na deformação da estrutura dental. Estes resultados corroboram com aqueles encontrados por Silva et al. (2010) que reportaram que o tipo de pino e núcleo de preenchimento não influenciou a deformação vestibular e a resistência à fratura de dentes restaurados com coroas cerâmicas. Entretanto, geralmente, os dentes restaurados com núcleo moldado e fundido suportam carga maior antes da fratura, mas ocasionam fraturas catastróficas que resultam em extrações dentárias (Santos-Filho et al., 2008). A análise de elementos finitos mostrou valores de tensão máxima principal ligeiramente maiores para os modelos dos dentes restaurados com NMF, comparado aos restaurados com PFv, principalmente para os dentes com 5.0mm de perda óssea. Este comportamento distinto entre a extensometria e a análise de elementos finitos pode ser explicado pelo fato de que o local em que estas diferenças na distribuição de tensões foram observadas foi a superfície palatina, enquanto os extensômetros durante o

teste foram fixados apenas nas superfícies vestibular e proximal, impossibilitando a detecção destas diferenças.

A ausência do remanescente coronário produziu mudanças no comportamento de deformação do complexo restaurador (Tabelas V e VII), visto que todos os grupos, independente do tipo de pino, revelaram aumento dos valores de deformação nas superfícies vestibular e proximal. Entretanto, na superfície vestibular os dentes restaurados com NMF sem remanescente coronário mostraram valores de deformação por volta de duas vezes maior que daqueles restaurados com PFv com remanescente coronário. Sabendo que, na maioria dos estudos, menores valores de deformação correspondem a maior resistência à fratura (Santos-Filho et al., 2008; da Silva et al., 2010) pode-se inferir que neste estudo a presença do remanescente coronário aumentou a resistência mecânica de dentes tratados endodonticamente e restaurados com retentores intra-radiculares endodônticos. Isto pode ser atribuído a uma melhora na resistência ao carregamento oclusal dinâmico (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003) que reduziu o potencial de deslocamento (rotação vestibular e axial) (Ichim et al., 2006), a uma redução da concentração de tensões na interface pino e núcleo de preenchimento (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003), no interior da dentina vestibular e na parede do canal radicular (Ichim et al., 2006). Portanto, o preparo conservador deve ser sempre considerado e apenas a estrutura sem suporte deve ser removida (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003).

O ensaio de extensometria e a análise de elementos finitos confirmaram que a perda de inserção óssea está relacionada a mudanças no comportamento biomecânico (Germamy & Faghihi, 2004), visto que ambos mostraram diferenças significativas comparando modelos com e sem perda óssea. No ensaio de extensometria foi possível observar mudanças no comportamento de deformações (Tabelas V e VII), visto que os dentes com 5.0mm de perda óssea resultaram em maiores deformações nas superfícies vestibular e proximal, comparados aos dentes com suporte ósseo normal. A análise de elementos finitos mostrou que os modelos com estrutura óssea normal apresentaram menor deslocamento que os modelos com 5.0mm de perda óssea, independente da presença de remanescente coronário e do tipo

de pino. Analisando todas as imagens da figura 18, pode-se dizer que em presença de estrutura óssea normal o canino mostrou tendência de intrusão, visto que a área apical do ligamento periodontal foi marcada por concentração de tensões compressivas. Assim como nesta análise por elementos finitos, estudo laboratorial, avaliando resistência e padrão de fratura de diferentes tipos de dentes humanos tratados endodonticamente, mostrou que os caninos comportaram-se de forma diferenciada de todos os grupos de dentes testados. Sofreram processo de intrusão na resina de inclusão, acusando predominantemente fratura pelo esmagamento do ápice (Castro et al., 2009). Já clinicamente, é provável que ocorra remodelação óssea próximo a este local de alta concentração de tensões, justificando porque os caninos desempenham importante papel no planejamento protético, sendo os últimos dentes a serem perdidos na cavidade oral. Entretanto, na presença de perda óssea esta tendência à intrusão é associada a uma potencializada tendência de flexão, mudando o padrão de distribuição de tensões no ápice. O ligamento periodontal mostrou concentrações de tensão de compressão alternadas por concentrações de tensão de tração, o que provavelmente contribuiu para o aumento do deslocamento total.

A análise de elementos finitos também demonstrou diferenças no padrão de distribuição de tensões principalmente na dentina radicular (Figuras 18 e 19) e no limite cervical do osso alveolar vestibular e palatino (Figura 20). Devido à força ser aplicada na superfície palatina da coroa, verificou-se tendência de flexão do dente em direção à face vestibular. Isto provavelmente resultou em tensões compressivas na dentina vestibular, enquanto a dentina palatina estaria sob tensões de tração (Figura 19). Portanto, a direção da força resultou em tensões de tração geradas no interior da dentina radicular palatina (Figura 19) e, provavelmente, no interior do pino. Nos modelos com 5.0mm de perda óssea, a distância entre a crista alveolar (que age como o fulcro) e o ponto de aplicação de carga é maior que a dos modelos com suporte ósseo normal. Pensando no movimento natural resultante da aplicação da força explicado anteriormente, o dente exibiu potencializada tendência à flexão, o que pode ser a principal responsável pela concentração de tensões no limite

ósseo alveolar cervical vestibular e, secundariamente, na região palatina. A espessura da estrutura de suporte na região vestibular é menor que a da região palatina, o que justifica a maior concentração de tensões neste lado. Extrapolando estes resultados *in vitro* para a situação clínica, na região vestibular existe predominância de osso cortical com alto módulo de elasticidade (O'Mahony et al., 2001) e, portanto, maior concentração de tensões ocorre no osso esponjoso devido à sua menor densidade e à geometria trabecular (O'Mahony et al., 2001).

Cargas no osso causam deformações ósseas que, detectadas por determinadas células, podem gerar estímulos envolvidos no controle da remodelação óssea. Em condição de normalidade, formação e neoformação óssea colaboram para obter uma correta forma e função do osso (Aversa et al., 2009). Entretanto, a redução da inserção dental resulta em mobilidade do dente e seu deslocamento da posição original implica em forças não-axiais, impedindo a estabilidade e o equilíbrio entre reabsorção e neo-formação óssea alveolar, bem como a organização das fibras colágenas (Serio & Hawley, 1999). Estes resultados justificam a importância da abordagem clínica integrada na reabilitação de pacientes com perda óssea (Manda et al., 2009). A opção de tratamento deve restabelecer todo possível potencial osteogênico por meio da eliminação da infecção, recuperar a estabilidade dental e balancear os contatos oclusais.

Em relação ao leve aumento da tensão máxima obtida para os modelos restaurados com NMF, comparados aos restaurados com PFv, principalmente para os dentes com 5.0mm de perda óssea, é importante avaliar as propriedades mecânicas das estruturas envolvidas. O módulo de elasticidade da liga de Ni-Cr é por volta de 205 GPa, enquanto o da dentina humana é 18GPa. Esta diferença causa concentração de tensões na ponta do pino metálico e na crista óssea marginal. Embora este estudo não esteja focado em predizer falhas no sistema, provavelmente em uma situação clínica, estas tensões associadas ao alto módulo de elasticidade podem causar fraturas radiculares não restauráveis, o que é clinicamente relevante. Por outro lado, materiais com baixo módulo de elasticidade, como os retentores intra-

radiculares de fibra de vidro, acompanham os movimentos de flexão natural do dente, reduzindo a concentração de tensão nas interfaces, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Zarone et al., 2006).

Tendo em vista as limitações deste estudo in vitro, sugere-se para estudos futuros que ensaios de resistência e padrão de falha sejam associados com ensaio de extensometria e análise de elementos finitos, possibilitando correlacionar os resultados obtidos. Além disso, que avaliações de outros níveis e tipos de perdas ósseas, de outros materiais restauradores e suas interfaces sejam realizadas. Embora os resultados deste estudo sejam apenas descritivos, o papel da biomecânica pode ser melhor compreendido na formulação de protocolos que promovam a reabilitação de dentes com problemas periodontais. Em resumo, utilizando as análises de deformação e elementos finitos, este estudo in vitro confirmou a hipótese de que o comportamento biomecânico de caninos tratados endodonticamente foi determinado principalmente pela presença da remanescente coronário e pela qualidade do suporte ósseo. Os efeitos do pino e dos núcleos de preenchimento foram secundários, uma vez que o tratamento endodôntico e o preparo para prover espaço para o pino foram realizados conservando o máximo de estrutura dentária possível e seguindo os protocolos exatamente como a literatura recomenda. Reabilitar a capacidade mastigatória em pacientes com suporte ósseo reduzido continua sendo um complexo desafio para a odontologia.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

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

1. A presença de remanescente coronário dentinário melhorou o comportamento biomecânico de caninos tratados endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas, independente do sistema de pino e núcleo de preenchimento;
2. Os núcleos moldados e fundidos e os retentores intra-radiculares de fibra de vidro mostraram desempenho biomecânico similar, independentemente da presença ou não de remanescente coronário dentinário, mostrando que a presença do remanescente não é essencial para uso dos retentores intra-radiculares de fibra de vidro em caninos superiores;
3. O comportamento biomecânico foi muito influenciado pela perda óssea, uma vez que foi responsável pelo aumento dos valores de deformação e pela maior concentração de tensões na estrutura dental e no osso cortical.

REFERÊNCIAS*

1. Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M et al. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. **Dent Mater.** 2009;25:678-90.
2. Castro CG. **Influência do tipo de retentor intra-radicular e da radioterapia na deformação, resistência e padrão de fratura de diferentes dentes tratados endodonticamente.** [Dissertação] Uberlândia: UFU/FO; 2009.
3. Chen SY, Wang HL, Glickman GN. The influence of endodontic treatment upon periodontal wound healing. **J Clin Periodontol.** 1997;24:449-56.
4. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2010;104:306-17.
5. Durighetto I, Biffi JCG, Durighetto-Júnior AF, Caram CM. Avaliação das características da contenção intra-radicular e tratamentos endodônticos em radiografias periapicais de 1000 dentes. **Cienc Odontol Bras.** 2007;10:31-3.
6. Eckerbom M, Magnusson T. Restoring endodontically treated teeth: a survey of current opinions among board-certified prosthodontists and general dental practitioners in Sweden. **Int J Prosthodont.** 2001;14:245-9.
7. Ehnevid H, Jansson LE, Lindskog SF, Blomlöf LB. Periodontal healing in relation to radiographic attachment and endodontic infection. **J Periodontol.** 1993;64:1199-204.
8. Eliasson S, Bergström J, Sanda A. Periodontal bone loss of teeth with metal posts. A radiographic study. **J Clin Periodontol.** 1995;22:850-3.
9. Ersöz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J Oral Rehabil.** 2000;27:769-73.

· De acordo com a Norma da FOUFU, baseada nas Normas de Vancouver

10. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent.** 1998;80:151-7.
11. Geramy A, Faghihi S. Secondary trauma from occlusion: three-dimensional analysis using the finite element method. **Quintessence Int.** 2004;35:835-43.
12. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM: Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent.** 1996;75:140-7.
13. 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;39:443-52.
14. Jansson L, Ehnevid H, Lindskog S, Blomlöf L. Relationship between periapical and periodontal status. A clinical retrospective study. **J Clin Periodontol.** 1993a;20:117-23.
15. Jansson L, Ehnevid H, Lindskog S, Blomlöf L. The influence of endodontic infection on progression of marginal bone loss in periodontitis. **J Clin Periodontol.** 1995;22:729-34.
16. Jansson LE, Ehnevid H, Lindskog SF, Blomlöf LB. Radiographic attachment in periodontitis-prone teeth with endodontic infection. **J Periodontol.** 1993b;64:947-53.
17. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Metha A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elem Anal Des.** 2001;37:587-601.
18. Katsamakis S, Timmerman M, Van der Velden U, de Cleen M, Van der Weijden F. Patterns of bone loss around teeth restored with endodontic posts. **J Clin Periodontol.** 2009;36:940-9.
19. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J Prosthet Dent.** 1992;68:421-7.
20. Komada W, Miura H, Okada D, Yoshida K. Study on the fracture strength of root reconstructed with post and core: alveolar bone resorbed case. **Dent Mater J.** 2006;25:177-82.
21. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **J Dent Res.** 2006;85:364-8.

22. Langlade M. **Diagnóstico Ortodôntico**. São Paulo: Editora Santos, 2002. 742p. Cap. Diagnóstico e Oclusão, p. 72-73.
23. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. **Dent Mater**. 2005;21:709-15.
24. Manda M, Galanis C, Georgopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**. 2009;101:54-65.
25. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. **Dent Clin North Am**. 2004;48:397-416. Review.
26. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent**. 1996;75(4):375-380.
27. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Implants Res**. 2001;12:648-57.
28. 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.
29. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod**. 2004;30(5):289-301.
30. Serio FG, Hawley CE. Periodontal trauma and mobility. Diagnosis and treatment planning. **Dent Clin North Am**. 1999;43:37-44.
31. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res**. 2005;19(1):11-16.
32. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod**. 2007;33(5):603-606
33. 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.** 2008;99:114-2.
34. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008;99:30-7.
35. Stassen IG, Hommez GM, De Bruyn H, De Moor RJ. The relation between apical periodontitis and root-filled teeth in patients with periodontal treatment need. **Int Endod J.** 2006;39:299-308.
36. Susin C, Dalla Vecchia CF, Oppermann RV, Haugejorden O, Albandar JM. Periodontal attachment loss in an urban population of Brazilian adults: effect of demographic, behavioral, and environmental risk indicators. **J Periodontol.** 2004;75:1033-41.
37. Timmerman MF, Van der Weijden GA. Bone level around endodontically treated teeth in periodontitis patients. **J Clin Periodontol.** 2006;33:620-5.
38. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil.** 2003;30:470-76.
39. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006;22(11):1035-1044.
40. Zehnder M, Gold SI, Hasselgren G. Pathologic interactions in pulpal and periodontal tissues. **J Clin Periodontol.** 2002;29:663-71.
41. 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;89:368-73.
42. Ørstavik D, Qvist V, Stoltze K. A multivariate analysis of the outcome of endodontic treatment. **Eur J Oral Sci.** 2004;112:224-30.

ANEXOS

ANEXO 1



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131; e-mail: cep@propp.ufu.br; www.comissoes.propp.ufu.br

ANÁLISE FINAL Nº. 100/10 DO COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU 359/09

Projeto Pesquisa: Análise biomecânica de dentes tratados endodonticamente com diferentes níveis de perda óssea sob influência do tipo retentor.

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.

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: fevereiro de 2011.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO DE PESQUISA APROVADO.

OBS: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

Uberlândia, 15 de março de 10

Profa. 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 requirem ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório 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 a execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma.