

Euridsse Sulemane Amade

**Análise progressiva da deformação e temperatura na
superfície radicular geradas durante tratamento
endodôntico e reabilitação de caninos superiores**

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

Euridsse Sulemane Amade

**Análise progressiva da deformação e temperatura na
superfície radicular geradas durante o tratamento
endodôntico e reabilitação de caninos superiores**

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: Prof. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto

Uberlândia

2011

EPÍGRAFE

Opte pelo que faz o seu coração vibrar
OSHO

Transforme as pedras que você tropeça nas pedras de sua
escada
SÓCRATES

DEDICATÓRIA

AOS MEUS PAIS, MOMADE E MACÁ-MADINA,

Meus exemplos de vida,

Vocês são as pessoas mais importantes na minha vida. Palavras não são suficientes para expressar o tamanho do meu amor que sinto por vocês. Querido pai, querida mãe muito obrigada pela vida, pelos ensinamentos, por terem feito de mim a pessoa que sou. Amo muito vocês!

À Deus (Allah),

O misericordioso, o beneficiente,

Obrigada Senhor por mais uma conquista. Consegui chegar até aqui pelo caminho que o senhor preparou e pelas pessoas, que perto ou distantes me acompanharam nessa luta.

As minhas irmãs, Nilza, Mónica, Nordemila e Sumeya,
Minhas companheiras, minhas amigas,
Juntas aprendemos a respeitar, a dividir e a cuidar uma da outra.
Brincamos, brigamos, conversamos, estudamos, viajamos,
compartilhamos bons e maus momentos, rimos e choramos. Tão
diferentes, porém sempre unidas, o bem estar de uma é a alegria da
outra. Nem um oceano consegue nos separar. Estiveram sempre
presentes em meu coração e em minha mente.
Esta conquista não é apenas minha, é nossa.

AO MEU IRMÃO, MOMADE (JÚNIOR),
Único, singular,
Irmão, amigo, companheiro de todas as horas. Sempre disposto para
ajudar, alegre, alegria contagiante que envolve toda nossa família.
Te adoro!

**AOS MEUS SOBRINHOS, MAAZ, MAYZA, MARZUK, LEE-ANNE, SHANTEL, BILL,
LUEY E KEYSAN,**
Meus amores e minhas princesas,
Vocês são a razão do meu viver, meus diamantes, minha maior riqueza.
Saber que vocês estão me esperando foi uma das razões da minha
motivação.
Kheysan a mais nova benção da família... estou ansiosa para te
conhecer!

AOS MEUS CUNHADOS, ARIF, WILLIAM E AFZAL

Pessoas admiráveis,
Meus irmãos de coração, amigos, companheiros de todos os tempos.
Sempre preocupados em dar o melhor através de conselhos, palavras
sábias, ajudando a vencer as dificuldades da vida.

AO FAIZAL

Meu amor,
Presente de Deus,
Você tem um lugar especial em meu coração. Obrigada pela paciência,
pela compreensão, dedicação e pelo seu amor. Sem você por perto
(mesmo distante), esta etapa da minha vida teria sido difícil.
Amo-te muito!

ÀS MINHAS AVÓS FÁTIMA E FÁTIMA

Obrigada pelos ensinamentos, pelos momentos especiais
compartilhados e pelo carinho infinito.

ÀS MINHAS TIAS, HAQUIMA, ZINHA, HAWA E IZDA,

Obrigada pelo carinho que vocês sempre me ofereceram, só tenho a
agradecer por cada conselho, cada ajuda e atenção. Vocês são muita
queridas.

AO PROFESSOR CARLOS

Verdadeiro mestre

“Deus todo poderoso, cuide sempre dele, pois é uma pessoa especial, diferenciada... É uma pessoa de coração enorme, nobre. Por favor, zele por ela e sua família sempre”.

Professor, palavras não bastam para demonstrar minha gratidão.

O senhor é exemplo de garra, paixão e entrega ao mundo científico.

Cientista nato, sem esforço, com amor total.

Poder ter sido sua orientada foi um presente de Deus. Esta experiência foi encantadora, não foi fácil, mas ao seu lado aprendi a enfrantar os medos e as dificuldades. Aprendi o verdadeiro sentido da frase “vai dar tudo certo”.

Muito obrigada por acreditar em mim, por me conduzir da forma que me conduziu, obrigada pela oportunidade de estar vivendo este momento tão importante para mim.

Muito obrigada, do fundo do meu coração.

À PROFESSORA VERIDIANA NOVAIS SIMAMOTO

*“Deus, obrigada por ter colocado esta pessoa doce e carinhosa em
minha vida... Abençoe-a sempre”.*

Amiga, professora, conselheira, protetora.

Exemplo de dedicação e paixão pela ciência.

Obrigada por ter me acompanhado durante este período. Obrigada
pelos ensinamentos, conselhos e acima de tudo pelo carinho que
sempre recebi de você.

Obrigada por acreditar em mim, muitas vezes mais do que eu mesma
acreditava.

Serei sua eterna admiradora!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AO PROFESSOR ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO

Professor, muito obrigada por ter apostado em mim, pela oportunidade de estar aqui para enriquecer meus conhecimentos e poder contribuir de alguma forma para o desenvolvimento do meu país de origem. Serei eternamente grata.

Deus o abençoe e o guie todos os dias.

AO PROFESSOR ADÉRITO SOARES DA MOTA

O senhor tem um lugar especial em meu coração
Exemplo de sabedoria, sou sua admiradora. Obrigada pela atenção que o senhor me deu, pelo carinho especial, pelos ensinamentos.

Deus o protege e o cuide sempre.

AS MINHAS QUERIDAS AMIGAS

LORRAINE, ALINE, ROBERTA, ANALICE E MORGANA

“Amigas para sempre”

Vocês são anjos que Deus colocou no meu caminho. Conhecemo-nos faz pouco tempo, mas a amizade que nos une parece ser antiga, é como se viesse de outras vidas....

Sem vocês a minha estadia aqui no Brasil teria sido difícil, cruel, mas vocês não deixaram que isso acontecesse me acompanharam neste período e graças a isso eu fui muito feliz aqui.

Agradeço imenso pela vossa companhia, por me ouvirem e respeitarem
assim, do jeito que sou, sem questionamentos...

Obrigada, muito obrigada por fazerem destes dois anos os melhores da
minha vida.

Adoro vocês meninas!

FABIANE MARIA, CARLOS EDUARDO, NATÁLIA, LUCAS, MAE E PAI DA FABI.

Obriga Fabi e Cadú por terem cuidado de mim como uma irmã, sua
família inteira me acolheu sempre com muita ternura. Sua mãe cuidou
de mim a única vez que fiquei doente. Seu pai e seus irmãos sempre
alegres me ajudavam a esquecer que estou longe de casa. Na sua casa
me sentia em casa. Você tem é muito especial, dona de um coração
infinito.

Desejo que Deus realize todos os seus desejos

À D. RUTH E D. ZILÁ

O vosso carinho foi essencial para me fortalecer durante este período.
Agradeço por tamanha atenção desde o dia da minha chegada ao Brasil.

D. Zilá muito obrigada por tudo. D. Ruth tenho certeza que neste
momento a senhora se sentiria muito orgulhosa. A senhora viverá para
sempre em meu coração e nas minhas lembranças. Paz a sua alma!

MARINA ROSCOE E FAMÍLIA

Vocês sempre me deram aquele carinho especial, aquela mão amiga,
sorriso de quem diz “pode contar conosco sempre”...

Muito obrigada por cuidarem de mim, pelo afeto e pela amizade.

RODRIGO, CRISNICAW, LUÍS RAPOSO, SILAS, BRUNO BARRETO E BRUNO REIS

Exemplos de humildade e simplicidade

Vossa presença diária alegrou meus dias, mescladas com alegria de viver
e paixão pela Odontologia. Risadas boas, momentos agradáveis que

nunca esquecerei.

Obrigada por tudo!

AO SR. ADVALDO

Sempre pronto para ajudar

Sr. Ad, o senhor é muito especial. Esse jeito singelo, meigo, único tocou
meu coração. Obrigada por cuidar de mim, por me apoiar nos
momentos em que mais precisei. Nunca o esquecerei.

AOS COLEGAS DE MESTRADO,

A melhor turma do mundo

Lorraine Vilela de Souza, Aline Aredes Bicalho, Roberta Rosa, Analice
Pereira Giovana, Morgana Guilherme de Castro, Sara Renovato, Danilo

Maldonado, Talita Dantas, Kellen, Juliana Faustino, Dalila, Vivian, Andrea, Michelle Mundim, Luís Fernando, Rodrigo Pereira Dantas, Crisnicaw Veríssimo, Fabrícia Araújo, Mário Serra, Everton Lelis, Josemar Martins, Júlio Bisinoto, João Paulo Servato, Talita Franco, Carla Reis, Felipe, Douglas, Marcos Bilharino, Asbel, Natássia e Ana Paula.

Fazer parte desta turma foi uma experiência gratificante para mim.

Agradeço pelo apoio que todos me derem, pelo carinho com que me receberam, pelos ensinamentos e acima de tudo pela amizade.

ÀS AMIGAS

CRISTHIANE LEÃO, LUÍSA CAVALCANTE, GIOVANA MILITO, MARINA MAJADAS.
DANIELA MYAGAKI, GERMANA EMARÍLIA

Agradeço pelo carinho, pelas alegrias compartilhadas...
Vocês, sempre alegres, tornaram os dias mais animados.
Obrigada por fazerem parte da minha história!

ANDREA E RUAN

Com vocês aprendi que estar longe da família não é o fim dos tempos.
Obrigada pela atenção, pelo carinho e amizade.
Admiro-os muito!

AOS ALUNOS DE GRADUAÇÃO

Especialmente a Flávia Cássia, Jéssica Figueiredo, Laís Tizzo, Camila Lopes, Pedro Limírio, Fernanda Stein, Jéssica (Jessicão), Renata Borges, Rebeca, Carla, Camila, Marina Naves e Gisele Reis

A vossa dedicação pelos estudos é de louvar. Aprendi muito com vocês.

Espero que continuem sendo assim, comprometidos com o saber.

Obrigada pelo carinho!

AOS AMIGOS AFRICANOS

Any Keila, Elisângela, Janilza, Margareth, Isabel, Sara, Laura, Hindira, Adelmisa, Mário, Hercules, Kevin, Denilson, Sebastian, Joaquim, Patrick, Abdulai, Abubacar, Nandinho, Herculano, Epifânio e Moisés.

Vocês são especiais para mim. Nossa convivência me fez entender que cada pessoa é uma só, única... que o que para muitos é dificuldade, para outros são apenas formas de engrandecimento. Agradeço a Deus por ter vos conhecido e poder fazer parte desta fase da vossa vida.

Desejo toda a felicidade do universo para todos vocês!

À CARÉM

Minha estrela guia

Serei eternamente grata pelas longas horas de conversa.

Você que me fez olhar para as coisas boas no meio das dificuldades

Descobrir meus desejos, minhas qualidades e meus defeitos....

Descobrir a mim mesma. Muito obrigada pela atenção e carinho!

“Deus nunca a abandone, esteja sempre pertinho, protegendo e amando”.

AGRADECIMENTOS

AOS MEUS PROFESSORES DE MESTRADO, prof. Carlos José Soares, Prof.^a Veridiana Resende Novais Simamoto Prof. Adérito Soares da Mota, Prof. Flávio Domingues, Prof. Paulo Vinícius Soares, Prof. Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Alfredo Júlio Fernandes Neto, Prof. Paulo César Simamoto-Júnior, Prof. Antônio Francisco Durighetto. Jr., Prof. Denildo Magalhães, Prof. Célio Jesus do Prado, Prof. João Carlos Gabrielli Biffi, Prof.^a Paula Dechichi, Prof. Roberto Bernardino, Prof.^a Lilian Parreira Tannús Gontijo, Prof. Cássio de Souza.

Agradeço pelos ensinamentos diários durante este período.

AOS PROFESSORES QUE TIVE A OPORTUNIDADE DE CONVIVER DURANTE A MONITORIA NAS CLÍNICAS, de graduação, Prof.^a Veridiana, Prof.^a Gisele, Prof. Adérito, Prof. Murilo, Prof. Ricardo, Prof.^a Campoli, Prof.^a Luciana, Prof.^a Cristhiane.

Prof. João Gabriele Biffi e Paulo Azevedo.

Muito obrigada pelo carinho.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA, em especial aos professores das áreas de Dentística e Materiais Odontológicos e Prótese Dentária, nomeadamente:

Prof. Carlos José Soares, Prof.^a Veridiana Resende Novais Simamoto, Prof.^a Gisele Rodrigues Silva, Prof. Murilo de Sousa Menezes, Prof. Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Roberto Elias Campos, Prof. Paulo Vinícius Soares e Prof. Paulo César de Freitas Santos-Filhos.

Prof. Adérito Soares da Mota, Prof. Flávio Domingues, Prof. Alfredo Júlio Fernandes Neto, Prof. Paulo César Simamoto-Júnior e Prof.^a Marlete.

Obrigada por me terem recebido com muito carinho.

A ESTES – Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia, em especial ao Prof. Paulo César Simamoto-Júnior, pelo auxílio na execução de procedimentos laboratoriais, relacionados à pesquisa.

AOS FUNCIONÁRIOS DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, especialmente a Daniela, Sr. Advaldo, Mária das Graças, Aline, Lilian, Dora, Sr. Romildo, a Auxiliadora da clínica de traumatismo dento-alveolar, Lilian (FAU). Muito obrigada pelo carinho!

A EMPRESA ALUTAL SIEBECK pelo apoio no desenvolvimento do termopar utilizado no trabalho.

ÀS EMPRESAS ÂNGELUS, 3M-ESPE e Dentsply Maillefer pela doação de materiais que foram indispensáveis à pesquisa.

AO CNPQ E CAPES - PROGRAMA PC-PG E AO MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MOÇAMBIQUE, PELA CONCESSÃO DA BOLSA DE ESTUDOS... Sem a bolsa minha vinda ao Brasil não teria sido possível. Muito obrigada pelo apoio e pela oportunidade.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	01
RESUMO	02
ABSTRACT	04
1. INTRODUÇÃO	06
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
3. PROPOSIÇÃO	57
4. MATERIAIS E MÉTODOS	59
5. RESULTADOS	80
6. DISCUSSÃO	92
7. CONCLUSÃO	100
REFERÊNCIAS	102
ANEXOS	113

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al. – E colaboradores

ELISA – prova de imunoabsorção enzimática

min – Minutos

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

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

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)

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

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

Ni-Cr – Níquel cromo

NMF – Núcleo metálico fundido

Nº – Número

OPG - Osteoprotegerina

p – Probabilidade

PFV – Pino de fibra de vidro

RosqM – Pino pré-fabricado metálico

RANKL - Receptor de membrana do ligante NF- κ B

RT-PCR – Síntese de cDNA por uma transcriptase reversa, seguida de reação em cadeia da polimerase

% – Porcentagem

± – Mais ou menos

μS – Microdeformação

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)

Ω – Ohms

RESUMO

Em dentes desvitalizados, há frequentemente falta de preocupação dos profissionais em relação ao potencial deletério da transmissão de calor e deformação na dentina, ligamento periodontal e osso alveolar gerado pela terapia endodôntica e reabilitação com retentores intra-radiculares. O objetivo deste estudo *in vitro* foi investigar de forma progressiva a deformação e a variação de temperatura geradas durante a realização do tratamento endodôntico e reabilitação com diferentes tipos de retentores intra-radiculares. Para esta análise experimental, vinte e um caninos superiores foram selecionados e divididos em 3 grupos experimentais ($n = 7$), de acordo com os três tipos de retentores em estudo: PFV, pré-fabricado reforçado com fibra de vidro; NMF, Núcleo metálico fundido em liga de NiCr; MET, retentor pré-fabricado metálico rosqueável. Todos os dentes foram seccionados de modo que permanecesse um remanescente radicular de 17,0 mm de comprimento. As amostras sofreram determinado preparo para permitir a fixação de 2 extensômetros na superfície distal e 2 termopares tipo J na superfície mesial da raiz em 2 regiões distintas: 2,0 mm (região cervical) e 10,0 mm (região apical) abaixo do limite cervical. As amostras foram fixadas em aparato desenhado especificamente para este estudo, possibilitando a mensuração, em tempo real, da deformação e da variação da temperatura durante os seguintes procedimentos: (1) Instrumentação; (2) Irrigação final e secagem; (3) Obturação; (4) Alívio imediato; (5) Preparo do espaço para retentor; (6) Moldagem para NMF; (7) Prova dos retentores; (8) Cimentação adesiva; (9) Fotoativação do cimento. Os valores de deformação foram primeiramente submetidos à Análise de variância fatorial 2-way ANOVA (3X2) seguido pelo teste Tukey HSD ($=0,05$) e novamente submetidos à Análise de variância fatorial One-Way ANOVA seguido pelo teste Tukey HSD ($=0,05$). A obturação do canal radicular resultou em valores significativamente altos de deformação na região cervical e o preparo do espaço para retentor na região apical. O intervalo da variação de temperatura alcançada durante o preparo do espaço para retentor foi à alteração mais alarmante (4,0 –

14,9°C), acima do nível crítico (10°C), mesmo na presença de constante irrigação. A deformação apical produzida nesta mesma etapa foi a maior em todo o processo de reabilitação avaliado: 473,9; 438,1; e 313,0 μ S para os grupos PFV, NMF e MET respectivamente. A fotoativação resultou em variação de temperatura na região apical em todos os grupos experimentais, porém seus valores foram abaixo do nível crítico. Pode-se concluir que a maioria dos procedimentos avaliados apresentaram valores baixos de aumento de temperatura e deformação em ambas as regiões cervical e apical, exceto a obturação, o alívio imediato, o preparo do espaço para retentor e a fotoativação do cimento resinoso. O pino metálico pré-fabricado resultou em maiores valores de deformação durante as etapas de prova e cimentação do retentor. O preparo do espaço para retentor constitui etapa crítica e precauções devem ser tomadas para evitar danos mecânicos e biológicos ao dente e as estruturas de suporte adjacentes.

Palavras-chave: tratamento endodôntico, temperatura, deformação, extensometria, retentores intra-radiculares.

ABSTRACT

In root filled teeth, the lack of knowledge about potential deleterious of temperature rise and amount of strain generated during endodontic treatment and posterior rehabilitation with different types of intra-radicular posts is common. The produced heat and strain is dissipated on dentin structure, periodontal ligament and alveolar bone. The aim of this in vitro study was to investigate the effects of endodontic treatment and different post systems rehabilitation on the strain and temperature rise in two different root dentin regions. For this experimental investigation, twenty one extracted human canines teeth were sectioned 17 mm from their apex and divided into three groups ($n = 7$): cast post-and-core, fiber glass post and prefabricated steel post. All teeth were prepared for strain-gage and temperature rise measurement, attaching two strain gages on distal and two thermocouples on mesial root surfaces 2 mm and 10 mm from the crown cervical region. The samples were fixed in a specific apparatus developed for this study and strain and temperature rise were recorded during the following procedures: (1) root canal preparation, (2) Final rinse and drying, (3) obturation process, (4) canal relief, (5) post-space preparation, (6) Post modeling, (7) post trying, and (8) Resin cement curing process (9) Resin cement light curing process. Data were analyzed by one-way to compare both study factors among different procedures and two-way analysis of variance to compare post systems and root region, followed by the Tukey's HSD test ($\alpha = 0.05$). Obturation process resulted in significantly higher strain values on cervical root region and the post-space preparation on the apical root region. The temperature rise reached in post-space preparation procedure was the most dangerous alteration ($4.0 - 14.9^{\circ}\text{C}$), exceeding the critical values (10°C) even with water irrigation. The apical deformation produced in post-space preparation was the highest of the entire rehabilitation process: 473.9, 438.1 and 313.0 μS for fiber glass post, cast post and core and prefabricated steel post respectively. The resin cement light-curing resulted in significantly higher temperature on cervical region for all groups. Within the limitations of this study the

following conclusions could be drawn: most evaluated procedures produced low temperature rise and strain values on cervical and apical root surface region, except obturation process, canal relief, post-space preparation and resin cement light-curing phase. Prefabricated steel post, inserted actively, resulted in high strain during the post trying and post cementation. Post-space preparation is a critical procedure and cautions must be taken to improve damage to the surrounding tissues.

Key words: root filled teeth, temperature, deformation, strain gauge test, intra-radicular posts.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al. – E colaboradores

ELISA – prova de imunoabsorção enzimática

min – Minutos

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

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

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)

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

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

Ni-Cr – Níquel cromo

NMF – Núcleo metálico fundido

Nº – Número

OPG - Osteoprotegerina

p – Probabilidade

PFV – Pino de fibra de vidro

RosqM – Pino pré-fabricado metálico

RANKL - Receptor de membrana do ligante NF- κ B

RT-PCR – Síntese de cDNA por uma transcriptase reversa, seguida de reação em cadeia da polimerase

% – Porcentagem

± – Mais ou menos

μS – Microdeformação

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)

Ω – Ohms

RESUMO

Em dentes desvitalizados, há frequentemente falta de preocupação dos profissionais em relação ao potencial deletério da transmissão de calor e deformação na dentina, ligamento periodontal e osso alveolar gerado pela terapia endodôntica e reabilitação com retentores intra-radiculares. O objetivo deste estudo *in vitro* foi investigar de forma progressiva a deformação e a variação de temperatura geradas durante a realização do tratamento endodôntico e reabilitação com diferentes tipos de retentores intra-radiculares. Para esta análise experimental, vinte e um caninos superiores foram selecionados e divididos em 3 grupos experimentais ($n = 7$), de acordo com os três tipos de retentores em estudo: PFV, pré-fabricado reforçado com fibra de vidro; NMF, Núcleo metálico fundido em liga de NiCr; MET, retentor pré-fabricado metálico rosqueável. Todos os dentes foram seccionados de modo que permanecesse um remanescente radicular de 17,0 mm de comprimento. As amostras sofreram determinado preparo para permitir a fixação de 2 extensômetros na superfície distal e 2 termopares tipo J na superfície mesial da raiz em 2 regiões distintas: 2,0 mm (região cervical) e 10,0 mm (região apical) abaixo do limite cervical. As amostras foram fixadas em aparato desenhado especificamente para este estudo, possibilitando a mensuração, em tempo real, da deformação e da variação da temperatura durante os seguintes procedimentos: (1) Instrumentação; (2) Irrigação final e secagem; (3) Obturação; (4) Alívio imediato; (5) Preparo do espaço para retentor; (6) Moldagem para NMF; (7) Prova dos retentores; (8) Cimentação adesiva; (9) Fotoativação do cimento. Os valores de deformação foram primeiramente submetidos à Análise de variância fatorial 2-way ANOVA (3X2) seguido pelo teste Tukey HSD ($=0,05$) e novamente submetidos à Análise de variância fatorial One-Way ANOVA seguido pelo teste Tukey HSD ($=0,05$). A obturação do canal radicular resultou em valores significativamente altos de deformação na região cervical e o preparo do espaço para retentor na região apical. O intervalo da variação de temperatura alcançada durante o preparo do espaço para retentor foi à alteração mais alarmante (4,0 –

14,9°C), acima do nível crítico (10°C), mesmo na presença de constante irrigação. A deformação apical produzida nesta mesma etapa foi a maior em todo o processo de reabilitação avaliado: 473,9; 438,1; e 313,0 µS para os grupos PFV, NMF e MET respectivamente. A fotoativação resultou em variação de temperatura na região apical em todos os grupos experimentais, porém seus valores foram abaixo do nível crítico. Pode-se concluir que a maioria dos procedimentos avaliados apresentaram valores baixos de aumento de temperatura e deformação em ambas as regiões cervical e apical, exceto a obturação, o alívio imediato, o preparo do espaço para retentor e a fotoativação do cimento resinoso. O pino metálico pré-fabricado resultou em maiores valores de deformação durante as etapas de prova e cimentação do retentor. O preparo do espaço para retentor constitui etapa crítica e precauções devem ser tomadas para evitar danos mecânicos e biológicos ao dente e as estruturas de suporte adjacentes.

Palavras-chave: tratamento endodôntico, temperatura, deformação, extensometria, retentores intra-radiculares.

ABSTRACT

In root filled teeth, the lack of knowledge about potential deleterious of temperature rise and amount of strain generated during endodontic treatment and posterior rehabilitation with different types of intra-radicular posts is common. The produced heat and strain is dissipated on dentin structure, periodontal ligament and alveolar bone. The aim of this in vitro study was to investigate the effects of endodontic treatment and different post systems rehabilitation on the strain and temperature rise in two different root dentin regions. For this experimental investigation, twenty one extracted human canines teeth were sectioned 17 mm from their apex and divided into three groups ($n = 7$): cast post-and-core, fiber glass post and prefabricated steel post. All teeth were prepared for strain-gage and temperature rise measurement, attaching two strain gages on distal and two thermocouples on mesial root surfaces 2 mm and 10 mm from the crown cervical region. The samples were fixed in a specific apparatus developed for this study and strain and temperature rise were recorded during the following procedures: (1) root canal preparation, (2) Final rinse and drying, (3) obturation process, (4) canal relief, (5) post-space preparation, (6) Post modeling, (7) post trying, and (8) Resin cement curing process (9) Resin cement light curing process. Data were analyzed by one-way to compare both study factors among different procedures and two-way analysis of variance to compare post systems and root region, followed by the Tukey's HSD test ($\alpha = 0.05$). Obturation process resulted in significantly higher strain values on cervical root region and the post-space preparation on the apical root region. The temperature rise reached in post-space preparation procedure was the most dangerous alteration ($4.0 - 14.9^{\circ}\text{C}$), exceeding the critical values (10°C) even with water irrigation. The apical deformation produced in post-space preparation was the highest of the entire rehabilitation process: 473.9, 438.1 and 313.0 μS for fiber glass post, cast post and core and prefabricated steel post respectively. The resin cement light-curing resulted in significantly higher temperature on cervical region for all groups. Within the limitations of this study the

following conclusions could be drawn: most evaluated procedures produced low temperature rise and strain values on cervical and apical root surface region, except obturation process, canal relief, post-space preparation and resin cement light-curing phase. Prefabricated steel post, inserted actively, resulted in high strain during the post trying and post cementation. Post-space preparation is a critical procedure and cautions must be taken to improve damage to the surrounding tissues.

Key words: root filled teeth, temperature, deformation, strain gauge test, intra-radicular posts.

INTRODUÇÃO

• INTRODUÇÃO

A força produzida pela atividade muscular é transferida à maxila e mandíbula e finalmente ao dente que atua na trituração do alimento, iniciando o processo de digestão. Para que o dente possa exercer esta atividade em sua plenitude, um complexo altamente integrado atua na distribuição de tensões e deformações em seu interior (Abo-Hamar *et al.*, 2005). Este complexo é formado pelo esmalte na sua porção externa, que possui alta dureza, resistência ao desgaste e alto módulo de elasticidade, caracterizando-o como um material friável (Akkayan *et al.*, 2002, Giannini *et al.*, 2004). A dentina compõe a essência do arcabouço interno do dente, tecido que apresenta menor módulo de elasticidade e maior resiliência (Asmussen *et al.*, 2005). Estes dois tecidos se protegem mutuamente e com isso formam um conjunto unido pela junção amelo-dentinária (Assif & Gorfil, 1994, Giannini *et al.*, 2004). Quando o dente tem sua integridade alterada pela perda progressiva de estrutura, por cárie, trauma ou preparo cavitário, este estado de tensões e deformações é modificado (Soares *et al.*, 2009), principalmente quando a polpa dental é danificada (Soares *et al.*, 2008a).

Com o advento da terapia endodôntica, a recuperação e a manutenção de dentes severamente comprometidos tornaram-se possíveis. Associado ao acesso endodôntico, as etapas que envolvem a terapia endodôntica alteram o padrão normal de distribuição de tensões e deformações no interior da estrutura dentária (Soares *et al.*, 2009), reduzindo à resistência a fratura (Mondelli *et al.*, 1980; Khera *et al.*, 1990; Soares *et al.*, 2007, Soares *et al.*, 2008).

Na prática clínica, dentes com mínima estrutura coronária são frequentemente diagnosticados e para prover adequada reabilitação, retentores intra-radulares são indicados para garantir retenção e melhorar a distribuição de tensões geradas por forças mastigatórias (Ichim *et al.*, 2006, Menezes *et al.*, 2008). Retentores pré-fabricados metálicos foram os primeiros a ser utilizados na odontologia restauradora e por muitos anos, o núcleo metálico moldado e fundido

foi considerado a escolha para restaurar dentes tratados endodonticamente por se adaptarem ao canal radicular (Christensen 2004). Porém pela sua natureza metálica, esses pinos são altamente rígidos e induzem a concentração de tensões nas paredes do canal e não possibilitam adesão aos materiais de cimentação e a dentina radicular, promovendo efeito de cunha e resultando em fraturas radiculares irreparáveis (Lanza *et al.*, 2005; Lui, 1999; Tait *et al.*, 2005; Zarone *et al.*, 2006). Assim, nas últimas décadas, pinos pré-fabricados não metálicos têm sido empregados (Christensen, 2004). Os pinos confeccionados em fibra de vidro são integrados adesivamente à estrutura dentária (Soares *et al.*, 2008a,b), possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e, consequentemente, resultam em biomimetismo, distribuição de tensões mais homogênea, reduzindo a incidência de fraturas catastróficas (Newman *et al.*, 2003; Barjau-Escribano *et al.*, 2006; Zarone *et al.*, 2006; Santos-Filho *et al.*, 2008, Soares *et al.*, 2007, Soares *et al.*, 2008b, Soares *et al.*, 2009).

Para viabilizar a reabilitação de dentes com severa perda estrutural, a realização do tratamento endodôntico e da instalação de retentores intra-radulares podem gerar alterações na estrutura remanescente e de suporte. Intervenções na dentina radicular pela instrumentação do canal radicular, obturação e condensação lateral, alívio do canal, preparo do espaço para o retentor e técnicas de cimentação de retentores intra-radulares geram, concomitantemente, falhas mecânicas na estrutura dentária remanescente e danos biológicos sobre as estruturas de suporte adjacentes (Atrizadeh 1971, Eriksson & Albrektsson 1983; Barkhordar *et al.*, 1990, Obermayr *et al.* 1991, Telli *et al.*, 1994, Bailey *et al.*, 2004, Rundquist & Versluis 2006, Ratih *et al.*, 2007).

Estudos avaliando a quantidade de calor (Saunders & Saunders 1989; Tjan & Abbatte 1993), e deformação produzidas na dentina radicular (Obermayr *et al.* 1991) mostram que a desnaturação da proteína fosfatase alcalina ocorre a 56°C (Matthews & Hirsch 1972). Em 1982, Eriksson *et al.*, observaram interrupção da circulação sanguínea após 2 dias de aplicação de 53°C por 1 minuto no tecido ósseo. Em 1983, Eriksson & Albrektsson, concluíram que o tecido ósseo é

sensível a temperaturas de 47°C, observando reabsorção sem posterior aposição óssea após um ano de acompanhamento. Entretanto, existe consenso na literatura determinando o aumento de 10°C como sendo o valor crítico de temperatura a partir do qual podem ocorrer danos nos tecidos de suporte adjacentes (Atrizadeh 1971; Saunders & Saunders 1989). Obermayr *et al.* 1991, estudando a incidência de fraturas verticais relativas a deformações radiculares geradas pela condensação lateral e cimentação de núcleos moldados e fundidos, observaram que a cimentação do retentor gera maior deformação em relação a condensação lateral da guta-percha, porém poucas fraturas foram observadas.

Diversos fatores, como comprimento do pino, diâmetro, desenho e material de constituição podem influenciar no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente. Esta alteração envolve modificação da distribuição de tensões (Assif *et al.*, 1989; Barjau-Escribano *et al.*, 2006), redução na resistência a fratura (Purton & Love, 1996; Barjau-Escribano *et al.*, 2006; Santos-Filho *et al.*, 2008; Silva *et al.*, 2007) e acentuação da deformação (Santos-Filho *et al.*, 2008; Silva *et al.*, 2007). Extrapolando estes achados, é possível que diferentes tipos de retentores gerem quantidades distintas de calor e deformação na superfície radicular. Ainda, ao final da cimentação do pino pode-se envolver acúmulo de calor e deformação gerados pelas etapas do procedimento reabilitador (tratamento endodôntico e reabilitação com retentores), o que poderia potencializar processo de falha por fadiga.

Porém não há na literatura uma análise sequencial dos efeitos de cada etapa que envolva a realização de terapia endodôntica e de etapas subsequentes necessárias para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Portanto, parece oportuno avaliar a deformação e a variação de temperatura que são geradas desde a instrumentação do canal radicular até ao final da cimentação de diferentes tipos de retentores intra-radiculares.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Etapas do Tratamento endodôntico

2.1.1. Instrumentação dos canais radiculares

Barbizam *et al.* (2002), compararam a instrumentação manual e rotária na eficácia da limpeza de canais achatados por análise morfométrica. Vinte incisivos humanos mandibulares foram divididos em dois grupos (n=10), de acordo com o tipo de instrumentação. O grupo 1 foi submetido a instrumentação rotatória usando o sistema ProFile .04 e o grupo 2 a instrumentação manual com as Limas K-files. Ambos os grupos foram instrumentados pela técnica coroa-ápice. Após o preparo biomecânico dos canais radiculares os dentes foram avaliados por meio de microscópio ótico acoplado a computador para determinação da percentagem da área do canal radicular que possuía remanescente de debris. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas de instrumentação. Os autores concluíram que a técnica manual foi mais eficiente na limpeza méso-distal de canais achatados, porém nenhuma das técnicas avaliadas resultou em limpeza completa do canal radicular.

Hulsmann *et al.* (2003), avaliaram o alinhamento de canais curvos, diâmetro do canal após instrumentação, segurança de trabalho (fratura de limas, perfurações, bloqueio apical, perda do comprimento de trabalho), habilidade de limpeza e tempo de trabalho de dois sistemas de instrumentação rotatória: FlexMaster e Hero642. Cinquenta molares mandibulares humanos extraídos, cujos canais radiculares possuíam curvaturas entre 20 a 40° foram preparados até o tamanho de lima 45 usando para o efeito um motor de alto torque acoplado aos sistemas de limas de NiTi selecionados. Os resultados revelaram que o sistema FlexMaster produziu degrau de curvatura de 0.6° e o Hero642 promoveu degrau de 0.5°, apenas 1 lima FlexMaster fraturou e nenhum outro acidente foi reportado. Ainda para este sistema de instrumentação observaram que 18% dos canais apresentaram formato circular, 53% oval e 29% irregular. Canais preparados com

o sistema Hero642 resultaram em formato circular em 25%, oval em 47% e irregular em 28% das amostras. Tempo médio de trabalho de 66,0 e 71,1 segundos foi alcançado para o sistema Hero642 e FlexMaster respectivamente. A limpeza do conduto foi avaliada qualitativamente através do microscópio eletrônico de varredura utilizando cinco índices de pontuação para debris e smear layer. Para o debris os sistemas Hero642 e FlexMaster atingiram 73 e 70% dos pontos dos índices 1 e 2 respectivamente. Os resultados para a smear layer foram de 33 e 26% dos pontos dos índices 1 e 2 respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos em nenhum dos parâmetros estudados. Os autores concluíram que os dois sistemas preservaram a curvatura inicial do canal e o seu uso mostrou-se seguro, porém, ambos os sistemas falharam na remoção do debris e da *smear layer* na maioria das amostras.

Em 2006, Versluis *et al.*, examinaram a distribuição de tensões em raízes com canais circulares e ovais durante o alargamento desses canais por meio de instrumentos rotatórios com diferentes *tapers*. Foram desenvolvidos modelos de elementos finitos de incisivos mandibulares com canais circulares e ovais, baseados nas dimensões de dentes extraídos. Foi simulada a instrumentação mecanizada com os sistemas ProTaper (F1, F2 e F3) e ProFile tamanho 30, *taper* 0.4 e 0.06. Tendo a força de compactação, foram calculadas as tensões equivalentes e circundantes produzidas nas raízes. Os resultados indicaram que maiores tensões foram encontradas na parede do conduto. Canais circulares mostraram menores valores de tensão e uma distribuição mais uniforme, enquanto os canais ovais tiveram distribuição desigual e maior concentração de tensões nas paredes bucal e lingual e maiores tensões nos terços cervical e médio em relação ao terço apical. O preparo de canais circulares impôs pequenas tensões circunferenciais, porém o preparo de canais ovais produziu redução substancial devido ao formato circular que este adquiriu. As paredes mesial e distal dos canais ovais apresentaram concentrações moderadas de tensões que era minimamente afetada pela instrumentação, enquanto em canais circulares a concentração de tensões aumentou com o aumento do

tamanho das limas. Os autores concluíram que o potencial de redução de susceptibilidade a fratura diminui em canais circulares.

Preocupados com a eficácia da instrumentação rotatória em canais ovais, ElAyouti *et al.* (2008), compararam a qualidade do preparo biomecânico de dois sistemas rotatórios (Mtwo e ProTaper) com a instrumentação manual realizada com limas de NiTi. Foram selecionadas 90 raízes com canais ovais cujo terço médio foi fotografado em duas regiões para determinar o maior e o menor diâmetro do canal, antes e após a instrumentação. Os dentes foram distribuídos em três grupos de acordo com o sistema e tipo de instrumentação (sistemas rotatórios – Mtwo e ProTaper e instrumentação manual). Foi quantificada a espessura de dentina removida durante o preparo biomecânico. O impacto do tipo de preparo e as dimensões do canal na qualidade do preparo também foram avaliados. Os resultados indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o sistema Mtwo e ProTaper, todavia ambos os sistemas foram significativamente melhores em relação a instrumentação manual. Em 20 e 27% das amostras a espessura da parede de dentina após instrumentação com Mtwo e ProTaper respectivamente foi de no máximo 0.5 mm. Os autores concluíram que nenhuma das técnicas avaliadas conseguiu preparar o canal deixando-o com formato circular e os instrumentos com *taper* maior (Mtwo e ProTaper) foram mais eficientes do que as limas manuais.

Ainda em 2008, Mahran & AboEl-Fotoub, compararam o efeito de três sistemas de instrumentação rotatória em canais curvos, a fim de avaliar o remanescente de dentina do terço cervical do canal e a quantidade de dentina removida durante a instrumentação, por meio da tomografia computadorizada. Foram selecionados canais mesio-bucais de 45 primeiros molares mandibulares, com curvatura de 30-40°, divididos em três grupos: ProTaper, Hero Shaper e Gates-gliden Gliden com a lima manual Flex-R. A espessura da dentina no terço cervical e o volume do canal foram mensurados antes e após a instrumentação pela tomografia computadorizada e por um software de análise de imagem. Os resultados indicaram que o ProTaper removeu quantidade de dentina da parede

distal do canal (zona considerada perigosa) significativamente menor em relação ao Hero Saper e as brocas Gates-gliden Gliden. A quantidade total de dentina removida durante a instrumentação foi significativamente menor com o sistema ProTaper ($P<0.05$). Os autores concluíram que o sistema ProTaper é seguro no preparo cervical de canais curvos, pois remove menor quantidade de dentina na área crítica, o que diminui a ocorrência de perfurações. No entanto, por removerem quantidades maiores de dentina em geral, os sistemas rotatórios podem implicar em maiores problemas pós-operatórios no que diz respeito à estabilidade do dente.

Kim *et al.* (2009), avaliaram o quanto o formato transversal das limas de NiTi poderia afetar na distribuição de tensões durante a flexão, torção e simulação da limpeza de canais curvos. Quatro sistemas rotatórios de limas de NiTi com geometria de secção transversal diferente foram selecionados: ProFile e Hero Shaper (secção transversal triangular comum), Mtwo (desenho básico retangular – S-shaped) e o NRT (secção básica retangular modificada). As geometrias das limas foram scaneadas em microtomógrafo computadorizado e a partir destas imagens foi criado um modelo 3D pelo método de elementos finitos. As características de rigidez de cada tipo de lima foram determinadas em condições de flexão e torção. A limpeza do canal foi então simulada por meio da inserção dos modelos das limas rotatórias no modelo do canal curvo com 45° de curvatura. A distribuição de tensões foi obtida durante o processo de simulação do preparo biomecânico. Os resultados mostraram que maiores valores de resistência à flexão e torção ocorreram no sistema NRT. Os sistemas com secção transversal triangular (ProFile e Hero Shape) obtiveram melhor distribuição de tensões ao longo do seu comprimento e menor concentração de tensões em relação aos instrumentos de secção transversal retangular. Alto valor de tensão residual e deformação plástica foram encontrados no sistema Mtwo e NRT. Os autores concluíram que limas de NiTi com secção transversal retangular criam maior diferencial de tensões durante a instrumentação dos canais e podem resultar em maior tensão residual e deformação plástica do que limas de NiTi de secção transversal triangular.

Souza-Bier *et al.* (2009), compararam a incidência de defeitos na dentina radicular após instrumentação com três sistemas de limas rotatórias. Duzentos e sessenta pré-molares mandibulares foram selecionados e divididos em 4 grupos: grupo controle (n=40) constituído por dentes não preparados; grupo instrumentado com limas manuais FlexoFile (n=20) e três grupos (n=50), instrumentados com limas rotatórias: ProTaper, ProFile, Sistema GT e S-ApeX. Realizada a instrumentação, todos os dentes foram seccionados a uma distância de 3, 6 e 9 mm do ápice radicular e observados em microscópio. Os resultados revelaram a presença de defeitos na dentina de 16%, 8% e 4% nos dentes instrumentados com os sistemas rotatórios ProTaper, ProFile e sistema GT respectivamente. Os grupos controle, instrumentado com limas manuais e sistema S-Apex não apresentaram defeitos. Os autores concluíram que alguns métodos de preparo endodôntico podem danificar o canal e induzir a defeitos na dentina.

Adorno *et al.* (2009), comparam os efeitos das técnicas de instrumentação do canal radicular e comprimento de trabalho no desenvolvimento de fissuras radiculares apicais. Foram selecionados quarenta molares inferiores com raízes retas e montados em blocos de resina simulando o ligamento periodontal, porém com o ápice exposto. Os dentes foram divididos em quatro grupos (n=10) de acordo com as técnicas de instrumentação e comprimentos de trabalho: grupo A – técnica ápice-coroa realizada com limas de aço inoxidável, em todo comprimento do canal radicular; grupo B: ápice-coroa 1 mm aquém do ápice radicular; grupo C: técnica coroa-ápice com Sistema rotatório ProFile em toda a extensão do canal e grupo D: técnica coroa-ápice com Sistema rotatório ProFile 1 mm aquém do ápice radicular. Foram obtidas imagens digitais da sequência de instrumentação, comparadas estatisticamente. Os resultados mostraram efeito significativo para o fator comprimento ($p < 0,05$), porém efeitos não significativos foram encontrados para o tipo de técnica de instrumentação ($p > 0,05$) no desenvolvimento de fissuras apicais. Os autores concluíram que a instrumentação em toda a extensão do canal radicular aumenta a probabilidade de ocorrência de fissuras apicais independentemente da técnica de instrumentação e do tipo de instrumentos utilizados.

Kim *et al.* (2010), avaliaram a distribuição de tensões durante a instrumentação rotatória de canais curvos com três diferentes sistemas: ProFile (secção transversal em “U” e um taper constante de 6%), ProTaper Universal (secção transversal triangular, convexa com entalhe e *taper* progressivo) e LightSpeed LSX (eixo não cortante utilizado em canais curvos). As tensões geradas durante a simulação da instrumentação foram avaliadas no terço apical do canal através do método de análise de elementos finitos. O sistema ProTaper Universal apresentou a maior concentração de tensões pelo critério de Von Mises e obteve maiores valores de tração e compressão pelo critério de tensões máximas na superfície externa da raiz. O sistema LightSpeed gerou menores tensões. Os autores concluíram que as limas com forma mais rígida geram maior concentração de tensões no terço apical do canal durante o preparo de canais curvos, o que pode produzir defeitos na dentina favorecendo ao desenvolvimento de trincas no ápice da raiz.

Meng *et al.* (2010), analisaram o comportamento mecânico de dois sistemas de instrumentação rotatória. Foram desenvolvidos modelos de elementos finitos do sistema ProTaper (lima de acabamento – F1, secção transversal triangular convexa, *taper* variado de 7 a 5.5% e 1.2 mm de diâmetro) e do SistemaGT (séries .06, secção transversal com desenho em “U”, 6% de *taper* constante e 1 mm de diâmetro), com o objetivo de identificar seus benefícios e suas limitações durante a instrumentação de vários canais radiculares. A geometria dos instrumentos foi obtida por imagens microscópicas dos produtos e 8 modelos diferentes de canais radiculares foram criados, juntamente com as propriedades pseudo-elásticas das limas. Duas condições foram simuladas: (1) o ciclo de inserção-remoção da lima que se assemelha a condição padrão de trabalho; e (2) sujeição da lima a um torque no sentido horário, que mimetiza o movimento auto reverso do instrumento quando a lima fica presa nas paredes do canal radicular. Os resultados mostraram que numa condição padrão, o Sistema GT gerou menores valores de tensão em relação ao ProTaper e sempre dentro do intervalo pseudo-elástico. Em apenas uma situação o ProTaper excedeu o intervalo pseudo-elástico. Na condição de auto reverso foi encontrado melhor

desempenho no sistema ProTaper. Os autores concluíram que ambas as condições testadas realçam propriedades mecânicas diferentes dos sistemas de limas rotatórias avaliados, sendo que o SistemaGT mostrou melhor performance quando submetido a tensões de flexão, enquanto que o sistema ProTaper apresentou melhor comportamento diante de situações de torção.

Machado *et al.* (2010), determinaram a eficácia de desinfecção de dois sistemas de instrumentação rotatória ProTaper e sistema Mtwo em canais infectados com *Enterococcus faecalis*. Vinte e oito canais disto-vestibulares de molares superiores foram utilizados, os canais foram esterilizados, após alargamento do canal com lima K-file # 20, em seguida contaminados com inoculação de cultura de *Enterococcus faecalis*. Após o período de incubação, amostras bacterianas foram coletadas e semeadas em placas para a análise de unidades formadoras de colônia (UFC)/mL. Os dentes foram divididos em 2 grupos de acordo com o sistema rotatório utilizado, 2 dentes não instrumentados serviram como grupo controle. Após a instrumentação amostras bacterianas foram coletadas e semeadas em placas de análise de UFC/mL novamente. Os dados obtidos revelaram redução bacteriana de 81,9% e 84,3%, para o sistema ProTaper e Mtwo respectivamente, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados ($p > 0,05$). Os autores concluíram que ambos os sistemas, ProTaper e Mtwo, reduziram a quantidade de bactérias na desinfecção mecânica do sistema de canais radiculares, demonstrando que eles são adequados para esta finalidade.

Wu *et al.* (2011), identificaram os fatores responsáveis pela fratura clínica das limas do sistema rotatório ProTaper Universal reutilizadas. Seis mil e cento e cinquenta e quatro canais foram obtidos de 2.654 dentes humanos. O preparo dos canais foi realizado de acordo com as recomendações do fabricante utilizando a técnica coroa-ápice. A sequência das limas foi: uso de lima manual #10 no comprimento de trabalho; primeira lima rotatória inserida no conduto em movimentos de escovação para o preparo dos $\frac{2}{3}$ do canal; introdução passiva da lima manual #15 até o comprimento de trabalho; limas rotatórias S1 e S2 até

alcançarem o comprimento de trabalho; para finalizar as limas de acabamento F1, F2 e F3 foram utilizadas. Todas as limas foram movimentadas dentro do canal por movimentos intermitentes de vai e vem com força sutil aplicada contra as paredes do conduto. As limas foram movidas por motor endodôntico (X-Smart – Dentsply Maillefer), utilizando os torques de 1.5 Ncm para S2, 0 Nm para F1, 3.0 Nm para SX, S1, F2 e F3, a velocidade de rotação de 250 rpm. Todos os instrumentos foram reutilizados de acordo com o tipo e número de dentes (3 molares, 10 pré-molares ou 30 dentes anteriores). Os dados coletados incluíram o tamanho da fratura do instrumento, o comprimento e a localização do segmento fraturado no interior do canal radicular e a curvatura do canal. Os resultados indicaram 2.6% de incidência de fraturas de limas rotatórias, de acordo com o número de dentes utilizados e 1.1% de acordo com o número de canais envolvidos. As fraturas foram maiores em molares do que em pré-molares ou dentes anteriores. Devido ao seu diâmetro maior, a lima F3 apresentou maior incidência de fraturas em percentual de 1,0 e 0,4% de acordo com o número de dentes e de canais respectivamente. Em relação à distribuição das fraturas, 47,4% destas ocorrerem em molares e 61,5% em molares maxilares (canal méso-bucal). Além disso, 91,4% dos fragmentos foram encontrados no terço apical e 54,2% ocorreram em canais curvos. Houve diferença estatisticamente significativa entre limas de preparo (SX, S1 e S2) e as limas de acabamento (F1, F2 e F3), $2,41 \pm 0,73$ mm e $3,32 \pm 0,73$ mm respectivamente. Os autores concluíram que a incidência de fratura das limas de acordo com o número de canais é mais confiável do que de acordo com o número de dentes devido à variabilidade no número de canais no dente. O tipo de dente, o tamanho da lima, a localização do canal e a anatomia foram correlacionadas a incidência de fratura de instrumentos de limas ProTaper Universal reutilizadas.

2.1.2. Obturação do canal radicular

Torabinejad *et al.* (1978), compararam, por meio de microscopia eletrônica de varredura, quatro técnicas de obturação de canais radiculares: a) guta-percha termoplastificada injetada com seringa sob pressão; b) condensação

lateral; c) guta-percha aquecida e d) plastificação química (kloropercha). Os autores concluíram que essas técnicas apresentavam resultados semelhantes entre si.

Azevedo *et al.* (1987), analisaram a infiltração apical em 73 dentes unirradiculares obturados pela técnica clássica, divididos em quatro grupos: 1- instrumentação telescópica e obturação pela técnica do cone único; 2- instrumentação telescópica e obturação pela técnica da condensação lateral; 3- instrumentação clássica e obturação pela técnica do cone único; 4- instrumentação clássica e obturação pela técnica da condensação lateral. Os dentes foram colocados em saliva artificial contendo azul-de-metileno a 2%, mantidos em estufa a 37°C, durante 24 horas. Os dentes foram seccionados transversalmente com disco a cada 1.5 mm, obtendo amostras com espessura de 0.5 mm. A avaliação da infiltração foi realizada no sentido axial, desde a primeira secção apical até a mais coronária que se apresentava corada. A infiltração áxio-radial também foi avaliada. Os autores concluíram que a técnica clássica de obturação combinada com a condensação lateral ativa apresentou menor infiltração do que combinada com o cone único e que a técnica telescópica apresentou infiltração ligeiramente menor do que a técnica clássica de instrumentação, para qualquer método de obturação empregado.

Beatty *et al.* (1989), compararam a média de penetração apical de corante com 4 técnicas de obturação com guta-percha: 1) cone único; 2) guta-percha condensada lateralmente; 3) Ultrafil; 4) Thermafil. O cimento à base de óxido de zinco e eugenol (Roth's 801) foi usado em conjunção com todas as técnicas de obturação. No grupo A, cone de guta-percha tamanho 60 foi adaptado em cada canal radicular ao comprimento de trabalho. No grupo B, cone de guta-percha foi adaptado, como no grupo A, porém foi realizada a condensação lateral, utilizando cones acessórios de guta-percha para concluir a obturação. No grupo C foi usado o Ultrafil e no grupo D o Thermafil. Aleatoriamente, os dentes foram fixados verticalmente dentro de tubos de vidro contendo solução aquosa de azul-de-metileno a 1%, de forma que 1 mm apical de cada raiz ficasse imerso no

corante. Todos os tubos foram lacrados e colocados em incubador a 37°C, por 2 semanas. Os resultados mostraram que a técnica da guta-percha termoplastificada (Thermafil ou Ultrafil) foi mais efetiva em restringir a penetração apical do corante em relação às técnicas de condensação lateral da guta-percha ou do cone único. A obturação com o Thermafil apresentou menor grau de penetração do corante. As médias de penetração do corante foram: grupo A - cone único - 6,3mm; grupo B - condensação lateral - 4,2mm; grupo C – Ultrafil - 1,4mm; grupo D – Thermafil - 0,3mm.

Segundo Biffi & Rodrigues (1989), a complexidade morfológica do canal radicular é fator limitante no sucesso do tratamento endodôntico, pois quando se analisa a capacidade de limpeza efetuada por diferentes técnicas de instrumentação, observa-se que nenhuma delas é plenamente efetiva na remoção completa da polpa e detritos, principalmente na região apical. Estas limitações estão quase sempre relacionadas à falta de contato do instrumento endodôntico com todas as paredes do canal.

Barkhordar *et al.* (1990), avaliou o aumento da temperatura na superfície externa do dente produzido durante três técnicas de obturação pela condensação vertical utilizando guta percha aquecida e termoplastificada (Guta-percha aquecida e condensação vertical, sistemas de guta-percha termoplastificada Obtura e Ultrafil). O calor gerado a 2 mm do terço apical de 60 caninos humanos extraídos foi mensurado durante os três procedimentos de obturação, com e sem cimento endodôntico. Os resultados indicaram que o aumento da temperatura foi menor quando associado um cimento endodôntico a guta percha aquecida. O maior valor de temperatura alcançado foi de 44,1°C, registrado em obturação sem associação de cimento endodôntico. A espessura da dentina e cimento remanescentes após a instrumentação pareceu não afetar na redução da temperatura. Os autores concluíram que o aumento da temperatura na superfície externa da raiz durante procedimentos de obturação com guta-percha aquecida associada a cimento endodôntico é indiferente e não afeta os tecidos de suporte.

Trabalhando com molares superiores e testando duas técnicas de instrumentação, Maniglia & Biffi (1995), notaram que a quantidade de remanescente pulpar deixada na luz do canal radicular está diretamente relacionada à sua anatomia e não à técnica de instrumentação. Estes resultados tornam claro que o conhecimento da anatomia interna deve ser encarado como importante requisito para aqueles que desejam realizar intervenções endodônticas.

Behrend *et al.* (1996), determinaram o efeito da remoção do smear layer na obturação endodôntica como medida de penetração bacteriana a partir da abertura coronária. Cinquenta e quatro dentes sem a porção coronária foram instrumentados e 20 destes foram lavados com EDTA a 17% e hipoclorito de sódio a 5,25% para remover o smear layer. Um segundo grupo de 20 foi irrigado somente com hipoclorito de sódio. Os dentes de ambos os grupos foram obturados com Thermafil plastificado e cimento Roth's. Os canais radiculares de outros 10 dentes, 5 lavados com EDTA e 5 sem, foram obturados com Thermafil, sem cimento. A câmara foi completamente selada em torno da parte coronária de cada dente para que a bactéria colocada em seu interior pudesse mover apenas através do espaço do canal obturado. Cada dente foi colocado em tubo contendo TSB estéril. Um inóculo de *Proteus vulgaris* em TSB foi colocado em cada câmara coronária a cada intervalo de 5 dias e diariamente observações foram feitas em busca de crescimento bacteriano no reservatório apical. Ambos os controles positivos mostraram penetração bacteriana após 24 horas. A frequência de penetração bacteriana através dos dentes obturados com *smear layer* intacto (70%) foi significativamente maior que naqueles dentes em que a *smear layer* havia sido removido (30%). Todos os dentes obturados sem cimento exibiram penetração bacteriana, independente da presença ou ausência do smear layer. A remoção deste assegura selamento devido ao aumento da resistência à penetração bacteriana.

Malone III & Donnelly (1997), avaliaram se a obturação do canal radicular com cone único de guta-percha e se o cimento endodôntico Super EBA

ou Ketac-endo previne a penetração bacteriana ao canal radicular na ausência de restauração coronária. Raízes distais ou palatinas de 24 molares mandibulares ou maxilares foram aleatoriamente divididas em grupos A e B. O grupo A recebeu cimento Super EBA e o B, o Ketac-endo. O cone principal de guta-percha foi envolvido com o cimento e colocado no canal com cuidado. Quatro dentes foram obturados com cone único de guta-percha sem cimento para constituírem o grupo controle. Após 24 horas de armazenamento em 100% de umidade, todos os dentes foram termociclados 300 vezes usando dois banhos de água a 5 e 55°C, com imersão de 30 segundos em cada banho. Dos 20 dentes experimentais, 12 tornaram-se turvos durante o período teste inicial de 60 dias e os outros 8 permaneceram claros. Os controles positivos mostraram crescimento dentro de 8 dias e os negativos permaneceram claros. Estes resultados *in vitro* sugerem que a obturação com cone único e cimento Super EBA ou Ketac-endo podem ser efetivos em reduzir a migração de bactérias salivares para o canal radicular que expõe o material obturador. Os autores, concluíram que não houve penetração bacteriana através do forame apical para o cimento durante o período teste de 60 dias.

Taylor *et al.* (1997), estudaram o efeito da técnica de obturação, cimento e a presença do smear layer na infiltração coronária. Duzentos e dez dentes unirradiculares foram preparados com limas de níquel-titânio e brocas Gates-gliden Gliden. Cinco dentes controle positivo foram obturados pela condensação lateral sem cimento. Grupo 1A: Condensação lateral, cimento AH26. Grupo 1B: Condensação lateral com compactação vertical e cimento AH26; Grupo 2A: Condensação lateral, cimento Roth's 801; Grupo 2B: Condensação lateral com compactação vertical, e cimento Roth's 801; Grupo 3: Condensação vertical aquecida; Grupo 4A: Thermafil com compactação vertical; Grupo 4B: Thermafil sem compactação vertical; Grupo 5: Obtura. Grupo 6: Ultrafil. Grupo 7: Ketac-Endo. Após a infiltração o cimento foi deixado em repouso por 7 dias. Todos os dentes foram imersos em saliva artificial durante 10 dias e depois pintados com tinta Pelikan. Os resultados indicam que a remoção do smear layer, o uso do

AH26, e a compactação vertical têm efeitos cumulativos em reduzir a infiltração coronária.

Lee *et al.* (1998), compararam os valores de temperatura produzidos na superfície externa da raiz durante a técnica de obturação com guta percha termoplastificada. Foram selecionados 90 dentes humanos extraídos, 30 incisivos superiores, 30 pré-molares superiores e 30 incisivos inferiores preparados e divididos em 3 sub-grupos, de acordo com o sistema de obturação: grupo 1 – System B (SB), grupo 2 – Touch'n heat device (TH) e grupo 3 – Flame heated carrier (FH). Todos os grupos tiveram seus canais obturação pela técnica de condensação vertical. Um termopar foi colocado a 2 mm a baixo da junção cemento-esmalte para mensurar a temperatura na superfície externa da raiz, com o auxílio de um termômetro digital. O aumento de temperatura para o grupo SB foi menor que 10°C em todos os grupos de dentes. O aumento de temperatura para o grupo TH nos incisivos e pré-molares superiores também foi menor que 10°C, no entanto um aumento maior que esse valor foi encontrado no mesmo grupo para os incisivos inferiores. O grupo FH produziu um aumento de temperatura maior que 10°C em todos os grupos de dentes. Sabendo que o valor crítico de calor requerido para causar danos irreversíveis no tecido ósseo seja acima de 10°C. Os autores concluíram que o SB poderá não causar danos aos tecidos periapicais, no entanto, cuidados devem ser observados quando do uso das outras técnicas (TH e FH) em incisivos inferiores.

Em 1999, Floren *et al.*, mensuraram os valores de temperatura na superfície externa da raiz durante a obturação termoplastificada com o System B modelo 1005 variando a temperatura inicial do sistema em 8 níveis: 250°, 300°, 350°, 400°, 450°, 500°, 550° e 600°C. Foi realizada a instrumentação um incisivo central superior de 17 mm de comprimento pela técnica step-back com limas manuais Flex-R até a lima #60 a distância de 1 mm do ápice radicular. Dez termopares tipo K (Cromio-Aluminio – Omega Engineering, Inc., Stamford, CT) foram colocados ao longo da superfície radicular externa a uma distância de 2 mm (5 na superfície mesial e 5 na distal). O System B foi utilizado para a obturação do

canal pela técnica “*continuous wave of condensation*”, realizada nos níveis acima indicados. A análise dos valores médios de temperatura coletados, indicaram que se atingiu mais de 10°C num período de 60 segundos no termopar localizado a 5 mm do ápice, sendo que o intervalo de temperatura alcançado foi de 8,9 – 12,1°C, com média de 10,6±0,9°C. Os autores concluíram que valores de temperatura de ativação do System B acima de 250°C tem o potencial de elevar a temperatura da superfície radicular a 10°C. Porém, eles afirmam que para que o mesmo ocorra *in vivo* deveria permanecer constante por um longo período de tempo.

Schmidt *et al.* (2000), compararam o efeito das diferentes forças na inserção de espaçadores de NiTi e de aço inoxidável em canais curvos. Foram utilizados vinte blocos de plástico preparados com uma curvatura 30° para cada parte do estudo. Na parte 1, foi medida a força necessária para inserir cada espaçador menos de 1 mm de comprimento de trabalho em canal vazio. Na parte 2, foi medida a força necessária para inserir cada espaçador 3 mm do comprimento de trabalho em canal contendo um cone principal. Na parte 3, foi medida a profundidade de penetração de cada espaçador com um cone principal no local usando 1,5 kg. Além disso, na parte 3, também foi medida a profundidade de penetração do primeiro cone acessório. Os resultados da parte 1 mostraram que o espaçador de níquel-titânio requer forças de inserção significativamente menores em relação ao espaçador de aço inoxidável (0,3 kg e 0,6 kg respectivamente). Na parte 2, o espaçador de níquel-titânio também requereu forças significativamente menores em relação ao espaçador de aço inoxidável (1,6 kg e 2,4 kg respectivamente). Na parte 3, o espaçador de níquel-titânio penetrou mais profundo do que um espaçador de aço inoxidável (15,0 mm e 14,0 mm). Não houve diferença significativa na profundidade de penetração do cone primeiro acessório utilizado após uso de espaçador (0,8 mm e 0,7 mm). Os autores concluíram que o potencial de fratura radicular vertical em canais curvos durante a condensação lateral pode ser minimizado por meio da utilização de espaçadores de níquel-titânio.

Dulaimi & Wali (2005), compararam a influência de diferentes técnicas de instrumentação do canal radicular na profundidade de penetração de espaçadores e força necessária durante a condensação lateral com guta-percha e cimento endodôntico. Foram utilizados oitenta dentes humanos extraídos com canais únicos e retos. Vinte dentes foram instrumentado usando uma das quatro técnicas de instrumentação: ápice-coroa sem brocas Gates-gliden-Glidden; ápice-coroa com brocas Gates-gliden-Glidden; coroa-ápice sem pressão e técnica híbrida (coroa-ápice/ápice-coroa). Após o preparo dos canais radiculares, as raízes foram, colocadas em blocos de resina acrílica espaçadores de mão em aço inoxidável padronizados em relação ao lima principal foram montados em máquina de ensaio universal, onde foi realizada compactação lateral com guta-percha e cimento. Os valores de força foram registrados e a profundidade de penetração do espaçador foi medida com uma régua endodôntica. Não houve diferença significativa na força inicial necessária para penetração do espaçador entre as quatro técnicas de instrumentação ($p > 0,05$). Porém, as técnicas coroa-ápice com brocas Gates-gliden-Glidden e híbrida demonstraram menor penetração inicial do espaçador (média de 1,9 milímetros e 2,3, respectivamente). A técnica ápice-coroa, sem Gates-gliden-Glidden e a técnica coroa-ápice sem pressão tiveram maior penetração do espaçador (média 4,4 e 4,875 mm, respectivamente). Os autores concluíram que o alargamento, criado pela instrumentação do canal, afetou a profundidade de penetração do espaçador, mas não teve efeitos sobre a carga necessária à penetração.

Em 2005, Lipski, quantificou o aumento de temperatura na superfície externa da raiz durante duas técnicas de obturação com guta-percha termoplastificada: técnica híbrida e a Microseal. Vinte pré-molares superiores e inferiores, com canal único foram aleatoriamente divididos em 2 grupos ($n=10$), de acordo com a técnica de obturação empregada. As mudanças de temperatura foram quantificadas por meio de câmera que capturou imagens térmicas em toda a superfície mesial. Os resultados indicaram uma média de aumento de temperatura de 23,8°C e 5,5°C para a técnica híbrida e Microseal respectivamente, mostrando uma diferença estatisticamente significativa entre elas. Os autores

concluíram que a temperatura gerada pela técnica Microseal está abaixo do nível crítico para causar danos nos tecidos de suporte, porém a técnica híbrida poderá causar danos ao periodonto de sustentação.

Sathorn *et al.* (2005), avaliou a influência do tamanho da raiz do dente, raio de curvatura e concavidade proximal na susceptibilidade e padrão de fratura. A partir das dimensões de seção transversal do terço médio da raiz de 10 incisivos mandibulares foi criado modelo representativo de elementos finitos. A análise mostrou que o diâmetro do canal, forma e concavidade proximal são fatores que interagem entre si e influenciam na susceptibilidade e padrão de fratura, sendo que a espessura da dentina não é o único fator determinante. Os autores concluíram que nem sempre a remoção de dentina resulta em aumento de susceptibilidade a fratura.

Lipski (2006), mensurou os valores de temperatura na superfície externa da raiz produzida durante a técnica de obturação termoplastificada em alta-temperatura. Para tal, 30 dentes humanos extraídos, com único canal foram selecionados (15 incisivos centrais superiores e 15 incisivos centrais inferiores). Após a instrumentação os dentes foram obturados com o sistema Obtura II ativado a 160°C. As alterações de temperatura foram mensuradas na superfície mesial das amostras utilizando câmara infravermelha. Os resultados mostraram um aumento de 8,5°C e 22,1°C nos incisivos centrais superiores e inferiores respectivamente. O autor concluiu que guta-percha aquecida a 160°C e introduzida no canal radicular de incisivos superiores produz na superfície externa do dente valores que se encontram abaixo dos valores críticos, não causando danos aos tecidos periodontais. Porém, se a mesma guta-percha for colocada no interior de canais radiculares de incisivos inferiores resulta em elevação da temperatura acima de 10°C (dentro do nível crítico para causar danos nos tecidos de suporte).

Rundquist & Versluis (2006), examinaram o efeito do *taper* do canal radicular após instrumentação na distribuição de tensões e fratura vertical da raiz, durante a compactação vertical de guta-percha termoplastificada em canais de

pré-molares para três *tapers* diferentes (0,04; 0,06 e 0,12 mm mm⁻¹) pelo método de elementos finitos. As tensões na dentina radicular foram observadas durante a obturação sequencial de três incrementos de guta-percha. Após completa obturação foi aplicada força oclusal funcional de 50N. Foi realizada a comparação qualitativa da distribuição de tensões a obturação e a aplicação da força. Os resultados mostraram que durante a obturação, maiores tensões foram encontradas na superfície interna do terço apical utilizando o menor *taper*, durante a aplicação do primeiro incremento de guta-percha. A distribuição de tensões alterou após aplicação de força, sendo que maiores concentrações foram encontradas na superfície externa da raiz, com concentração de tensões de compressão na superfície lingual do terço cervical. Os autores concluíram que com o aumento do taper ocorre um decréscimo de tensões durante a obturação que tende a aumentar na presença de forças mastigatórias e que fraturas radiculares originárias do terço apical iniciam durante a obturação do canal enquanto que fraturas originárias da porção cervical são frequentemente causadas por forças oclusais.

Ozgur *et al.* (2007), determinaram a distribuição e o nível de temperatura em um modelo de um canino superior, tecidos periodontais de suporte e osso alveolar desenvolvido pelo método de elementos finitos. A distribuição de tensões foi determinada durante a aplicação de 200 e 100°C. Através do modelo virtual e simulação da técnica de obturação com o System B, a temperatura máxima no ligamento periodontal foi de 43.5°C. Considerando um nível crítico de 56°C para produção de danos irreversíveis no osso, os autores concluíram que o System B não gerou valores de temperatura prejudiciais em todo o modelo.

Soares *et al.* (2007), avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e tempo de armazenagem na resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Dentes bovinos foram divididos em dois grupos: dentes tratados endodonticamente (TE) e dentes não tratados endodonticamente (NT). Os canais dos dentes TE foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio 1%, e

obturados em seguida com cones de gutta-percha e cimento à base de óxido de zinco e eugenol pela técnica de condensação lateral. Os ensaios de resistência flexural e microtração foram realizados imediatamente (T1), 7 (T2), 15 (T3), e 30 (T4) dias após a extração para os grupos NT e após a extração e obturação do canal radicular para os TE. Foram realizados ensaio de resistência flexural de 4 pontos e ensaio de microtração. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo altera negativamente a resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Os autores atribuíram como possíveis razões para estas alterações das propriedades da dentina a desidratação do dente pela remoção da polpa, a alteração da matriz orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, e a ação do eugenol que está presente no cimento obturador.

2.2. Reabilitação de dentes tratados endodonticamente, com retentores intrar-adiculares.

2.2.1. Alívio e preparo do canal para retentor

O sucesso na terapia endodôntica de dentes que serão restaurados com retenção intrarradicular depende da qualidade do tratamento endodôntico e da execução correta do alívio do canal radicular. Este deve ser seguro e eficiente para não causar qualquer desorganização do material obturador, principalmente o selamento apical. Duas técnicas, com relação ao momento da obturação, são comumente usadas: a imediata e a mediata. Em relação à forma de alívio e preparo do canal radicular, três métodos são mais empregados: 1) químico – que empregam solventes, como o clorofórmio, para amolecer a gutta-percha e facilitar a posterior remoção com limas; 2) térmico – que é caracterizada pelo uso de instrumentos aquecidos; 3) mecânico – que emprega instrumento rotatório para remover a gutta-percha.

Schnell (1978) investigou o efeito do uso de calcadores endodônticos aquecidos para realizar o preparo do espaço para núcleo intrarradicular, de forma imediata, sobre o selamento apical. Quarenta dentes anteriores maxilares,

divididos em dois grupos, foram instrumentados e obturados pela técnica cloroperca. Um deles foi obturado na união cimento-esmalte para servir como controle. No outro, o espaço para o retentor intrarradicular foi preparado na metade coronária das raízes. O alívio foi realizado imediatamente após a obturação com calcadores endodônticos aquecidos e uso de pressão vertical para remover a porção coronária do material obturador. Posteriormente, pressão vertical com calcadores frios foi aplicada ao material apical remanescente. Os dentes foram preparados para testar a penetração do corante por ação capilar, com o uso de azul-de-metileno. Os resultados demonstraram que, quando a metade coronária do material obturador das raízes era removida imediatamente após a colocação dos calcadores, houve perda do selamento apical e infiltração em 13 dos 20 dentes. Houve também infiltração nos 13 dentes não preparados para o núcleo. Este estudo não demonstrou diferenças estatisticamente significantes na perda do selamento apical e infiltração entre os dentes preparados com e sem preparo imediato com calcadores usando a técnica de obturação cloroperca. O preparo imediato do espaço para pino não teve efeito no selamento apical. A técnica cloroperca por si só mostrou evidência de alta infiltração quando usada para obturar canais radiculares.

Zmener (1980) avaliou a quantidade de material obturador que podia ser removida sem prejudicar a integridade do selamento apical; a melhor técnica de obturação para subsequente restauração com núcleo; e o efeito sobre o selamento apical da remoção parcial do material obturador e subsequente alívio realizado imediatamente ou 48 horas após a obturação do canal radicular. Setenta e dois dentes foram divididos em três grupos de 24. No grupo A, oito dentes foram obturados com ponta de prata de 5 mm, e outros 16 com pontas de prata de 4mm. Todos os dentes do grupo A foram obturados com cimento Grossman. No grupo B, a obturação foi realizada com condensação lateral da guta-percha e cimento Grossman. No grupo C, foi usada a mesma técnica do grupo A. A infiltração apical era claramente reduzida quando a ponta de prata não era tocada. Em canais radiculares selados com condensação lateral de múltiplas pontas de guta-percha, a infiltração foi reduzida consideravelmente quando mais que 4 mm de guta-

percha permaneceram na porção apical do canal. Nenhuma diferença significativa foi encontrada quando a porção coronária do material obturador foi removida imediatamente após a obturação.

Bourgeois & Lemon (1981) estudaram infiltração apical quando a guta-percha é removida imediatamente após a obturação ou após uma semana. Cada canal foi instrumentado até a lima 55 usando a técnica *step-back*. Grupo A (preparo mediato) – uma semana antes da imersão em isótopo, 22 dentes foram obturados: 11 com guta-percha e cimento AH26 e 11 com guta-percha e cimento Grossman. Grupo B (preparo imediato) – uma semana depois, os 22 dentes remanescentes foram obturados da mesma maneira. Os ápices das amostras foram imersos em isótopos por duas horas. Para avaliar o grau de infiltração os dentes foram seccionados longitudinalmente. Não houve diferenças estatisticamente significantes na infiltração apical entre dentes nos quais a guta-percha foi removida imediatamente após a obturação e aqueles nos quais a remoção da guta-percha foi feita uma semana após a obturação.

Kwan & Harrington (1981), avaliaram o efeito da remoção da guta-percha no selamento apical, comparando a remoção usando limas, calcadores aquecidos e brocas Gates-gliden. Após a instrumentação, 124 dentes foram armazenados em água destilada e posteriormente obturados com cimento Grossman e guta-percha condensada lateralmente. Três grupos foram formados: Grupo A – grupo controle - após a obturação, 3 mm de material obturador da porção coronária foram removidos com instrumento aquecido e a cavidade de acesso foi selada com Cavit. Grupo B –experimental 1 – a guta-percha foi removida da parte coronária do canal com instrumento aquecido ao rubro, 7 a 8mm aquém do comprimento de trabalho. Guta-percha adicional foi removida com lima Kerr até aproximadamente 4 mm aquém do comprimento de trabalho. A lima era mergulhada em clorofórmio e trabalhava com incrementos de 0,5mm até o nível de 4mm. O acesso foi selado com Cavit. Grupo C –experimental 2 – a guta-percha foi removida com brocas Gates-gliden em baixa rotação a 4 mm do comprimento de trabalho. O acesso foi selado com Cavit. Todos os grupos

controle e experimentais foram colocados num umidificador a 100% de umidade, a 37 °C, por no mínimo 24 horas. Os dentes foram imersos em tinta Índia por 24 horas e depois descalcificados e diafanizados. A infiltração foi medida em milímetros, usando uma escala ocular calibrada. O uso de brocas Gates-gliden para remover a guta-percha para o preparo do núcleo, imediatamente após a obturação do canal, resultou em infiltração significativamente menor comparada com guta-percha do grupo controle.

Portell *et al.* (1982), também avaliaram o efeito do preparo imediato e tardio para retentor intrarradicular em relação à integridade do selamento apical. Quarenta e sete dentes unirradiculares de 15 mm de comprimento foram divididos em grupo controle positivo (dois dentes), controle negativo (cinco dentes) e quatro grupos experimentais (1-4) de 10 dentes cada. A obturação do canal foi realizada em 45 dentes com compactação lateral de guta-percha. Grupo 1 - O alívio foi preparado imediatamente em 10 dentes após a obturação, deixando 3 mm de material no ápice. Calcadores aquecidos foram usados para remover a guta-percha, e pressão moderada foi aplicada ao remanescente apical. A porção oclusal foi selada com Cavit. Grupo 2 - Alívio preparado imediatamente após a obturação, deixando 7 mm de material no ápice. Da mesma forma, como no grupo 1, os demais procedimentos foram realizados. Grupo 3 - Após duas semanas de armazenamento em solução fisiológica, o alívio foi preparado em 10 dentes com calcadores aquecidos, deixando 3 mm de material no ápice. Nenhuma pressão intencional foi aplicada sobre o remanescente. A abertura oclusal foi selada com Cavit. Grupo 4 - Após duas semanas de armazenamento, o alívio foi preparado em 10 dentes com calcadores aquecidos deixando 7 mm de material obturador no ápice. Nenhuma pressão sobre a guta-percha remanescente foi feita. A abertura oclusal também foi selada com Cavit. As amostras foram tratadas com radioisótopos, radiografadas e seccionadas horizontalmente. Análise da incidência e grau de microinfiltração mostraram que alívios tardios aumentaram significativamente a infiltração se somente 3 mm de material remanescente permanecessem no ápice. A permanência de 7 mm no ápice resultou em menor alteração do selamento apical do que 3mm.

Dickey *et al.* (1982), avaliaram o grau do selamento apical após a remoção da guta-percha com broca Peeso e com solventes, ambos imediatamente e uma semana posterior à obturação. Sessenta incisivos maxilares foram divididos em três grupos de 20. Grupo A – brocas Peeso foram usadas para aliviar o canal radicular. Subgrupo A1 (mediato) – alívio feito uma semana após a obturação. Subgrupo A2 (imediatos) – alívio feito imediatamente após a obturação do canal. Grupo B – clorofórmio e limas foram usadas no alívio. Subgrupo B1 (mediato) – alívio após uma semana. Subgrupo B2 (imediatos) – alívio feito imediatamente. Grupo C – grupo controle, sem qualquer preparo para o núcleo. Subgrupo C1 (mediato) – obturados como A1 e B1. Subgrupo C2 (imediatos) – obturados como os subgrupos A2 e B2. Todos os dentes foram obturados com cimento à base de óxido de zinco e eugenol, pela técnica da condensação lateral. Os ápices radiculares foram imersos em solução de radioisótopos por duas horas. Após estarem secas, as raízes foram seccionadas longitudinalmente para avaliação da infiltração. Os autores concluíram que houve infiltração apical estatisticamente significativa em ambos os grupos quando a guta-percha era removida imediatamente após a obturação. Nenhum método causou infiltração apical significativa quando o alívio do canal era adiado por uma semana.

Camp & Todd (1983), avaliaram o selamento apical de três técnicas de obturação do canal radicular para receber núcleo metálico fundido com três diferentes métodos: instrumento aquecido, brocas Peeso e brocas Gates-gliden Gliden. Noventa dentes unirradiculares foram divididos em três grupos de 30. O grupo A foi obturado com um cone principal de guta-percha envolvido com o cimento Kloroperka, pela técnica da condensação lateral. O grupo B, técnica de condensação lateral com guta-percha e cimento Procosol. O grupo C, guta-percha aquecida condensada verticalmente. Após uma semana os dentes de cada grupo foram divididos em outros três subgrupos de 10 dentes. No subgrupo 1 o alívio do canal radicular foi realizado com instrumento aquecido. No subgrupo 2, com broca Peeso e no subgrupo 3, com broca Gates-gliden. Todos os dentes apresentavam 5 mm de material obturador no terço apical após o alívio do canal radicular estar concluído. Os dentes foram colocados em solução corante de Rodamina B

durante 60 horas. Posteriormente, foram removidos, limpos e secos; secções horizontais foram feitas a 2 e 4 mm do ápice. Estas foram avaliadas por 4 cirurgiões dentistas sob ampliação de 40x com microscópio óptico. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os métodos de obturação e técnicas utilizadas para realização do alívio dos canais radiculares, demonstrando que estes podem ser seguramente preparados para núcleo a 5 mm do ápice.

Madison & Zakariasen (1984), avaliaram o efeito do preparo imediato e mediato do canal radicular para a colocação de núcleo metálico em dentes tratados endodonticamente quando a guta-percha é removida com broca Peeso, condensador endodôntico aquecido ou limas endodônticas embebidas com clorofórmio. Oitenta dentes foram distribuídos aleatoriamente em 8 grupos (n=10). Três destes tiveram a guta-percha removida imediatamente após a obturação, 3 após 48 horas e 2 grupos serviram como controle, dos quais nenhum material obturador foi removido. Cinco milímetros de material obturador foram mantidos no ápice de todas as raízes. Nenhuma das variáveis estudadas afetou significativamente o selamento apical de canais bem obturados. Deve-se enfatizar, entretanto, que estes resultados apenas relatam a infiltração ocorrida no período de duas semanas. Efeitos a longo prazo sobre a infiltração não podem ser projetados por este estudo. Medidas lineares e volumétricas da infiltração de corante revelaram que nenhuma diferença estatisticamente significativa existiu entre as técnicas de remoção da guta-percha ou em relação ao momento de remoção da mesma.

Suchina & Ludington (1985), avaliaram o efeito de dois diferentes métodos de alívio do canal para retentor intrarradicular sobre o selamento apical em setenta incisivos maxilares. Os dentes foram obturados com guta-percha condensada lateralmente ou termoplastificada. Os alívios foram realizados imediatamente após a obturação, utilizando condensadores endodônticos aquecidos ou broca Gates-gliden. Após o cimento endodôntico tomar presa, os dentes foram centrifugados em tinta Índia. Posteriormente, foram descalcificados em solução de ácido fórmico a 20% e desidratados em álcool e clareados em

benzoato de metila, permitindo a observação visual direta de qualquer corante presente ao longo da guta-percha. Uma medida linear da infiltração apical foi registrada para cada dente. A análise estatística confirmou que nenhuma diferença significativa existiu entre dentes obturados com guta-percha condensada lateralmente ou termoplastificada. Os espaços para núcleo preparados com instrumento aquecido não influenciaram significativamente o selamento apical de dentes preparados com broca Gates-gliden.

Ewart & Saunders (1990), estudaram o efeito do preparo do canal radicular no selamento apical de retentor intraradicular em oitenta dentes unirradiculares, preparados quimo-mecanicamente usando modificação da técnica coroa-ápice. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de vinte, e cada um foi obturado com quatro técnicas, usando a mesma marca de guta-percha e cimento (Tubliseal), para todos os grupos. No primeiro grupo os canais foram obturados pela técnica da condensação lateral de guta-percha e cimento. No segundo, os canais foram obturados pela compactação termomecânica. O terceiro grupo foi obturado usando o condensador endodôntico térmico Endotec. No quarto, os canais foram obturados usando a técnica híbrida de condensação lateral e compactação termomecânica. Após a presa do cimento, a guta-percha coronária foi removida por meio de broca Gates-gliden, deixando somente os 4 mm apicais do remanescente de material obturador. As paredes dos canais foram preparadas manualmente com brocas Para Post, para produzir um preparo padronizado. O canal foi deixado vazio e o acesso coronário de cada dente foi restaurado com cimento de ionômero de vidro para prevenir infiltração coronária. Cinco dentes em cada grupo, que não foram preparados desta maneira, atuaram como controle. A infiltração apical foi detectada usando a tinta India, e uma técnica de clareamento foi usada para deixar o dente transparente. Medida linear da penetração do corante foi registrada. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os dentes preparados para pino e os não preparados utilizados como controle.

Haddix *et al.* (1990), avaliaram novo instrumento mecânico para remoção de guta-percha, analisando quantitativamente o efeito deste método em relação à infiltração apical nos dentes com diferentes níveis de guta-percha remanescente. Cento e setenta e dois caninos foram seccionados ao comprimento padrão de 15 mm, obturados com guta-percha e cimento de óxido de zinco e eugenol pela técnica de condensação lateral. Seis grupos de 27 dentes foram aleatoriamente formados, sendo os dois primeiros preparados com instrumento aquecido para remoção da guta-percha, deixando 3 e 5 mm de comprimento de material obturador no ápice. No terceiro e quarto grupos a guta-percha foi removida com broca Gates-gliden n. 4, mantendo a distância de 3 e 5 mm do ápice; o quinto e sexto grupos foram derivados de guta-percha removida com o sistema, o GPX n. 50, distanciando 3 e 5 mm do ápice. Após a remoção da guta-percha os dentes foram imediatamente imersos em solução aquosa de azul-de-metileno a 2% e colocados num incubador a 37°C, por 2 semanas. Após este período os dentes foram dissolvidos em ácido nítrico a 50%. A solução teste foi analisada espectrofotometricamente em relação à infiltração apical. Os resultados desta investigação indicaram que a remoção de guta-percha com instrumento aquecido resulta em menor distúrbio do selamento apical. O tipo de instrumento usado para remover a guta-percha teve maior efeito na infiltração apical que a quantidade de guta-percha presente no ápice. Brocas Gates-gliden e GPX promoveram maior infiltração a 5 mm, comparado ao de 3 mm distante do ápice. Os autores relataram que uma possível explicação pode estar relacionada à velocidade de rotação da broca. A guta-percha do grupo de 5 mm para Gates-gliden e GPX foi removida antes do grupo de 3 mm. Significante tração da guta-percha foi notado quando a broca não girava próximo da velocidade máxima da baixa rotação. Quando o instrumento GPX era usado à média velocidade da baixa rotação, a guta-percha por inteira foi extraída em várias ocasiões e estes dentes foram descartados. Quando o nível de 3 mm de guta-percha remanescente foi preparado, maior cuidado foi tomado para assegurar que o baixa rotação estivesse girando em máxima velocidade. Tem sido sugerido que a velocidade adequada de 2000 rpm deve ser usada para permitir que o GPX plastifique a guta-

percha. Então, no uso do GPX ou Gates-gliden, máxima velocidade da baixa rotação é recomendada para que o calor friccional plastifique a guta-percha e possibilite sua remoção sem excessivo tracionamento. Os autores concluíram que instrumentos aquecidos devem ser usados para remover guta-percha para o preparo de espaço para retentores intraradiculares. Embora instrumentos rotatórios removam guta-percha mais rapidamente, eles parecem desorganizar o selamento apical em maior grau. Brocas Gates-gliden e GPX se mostraram seguras quanto ao risco de perfuração. Quando instrumentos rotatórios são usados, a velocidade de rotação é uma significativa variável e cuidado deve ser tomado para não remover guta-percha em baixa velocidade.

Hiltner *et al.* (1992), compararam os efeitos sobre o selamento apical de diferentes métodos para preparar o espaço para retentor intraradicular em canais radiculares previamente obturados com guta-percha e cimento. Os instrumentos avaliados foram: calcador aquecido controlado eletronicamente; instrumento rotatório de remoção de guta-percha GPX n. 50; espaçador endodôntico aquecido e broca Peeso. Oitenta e nove caninos foram obturados pela técnica de condensação lateral com cones de guta-percha e cimento (Roth's 801). Aproximadamente 3 mm de guta-percha coronária foram removidos com espaçador endodôntico aquecido e o remanescente, condensado verticalmente com condensadores à temperatura ambiente. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade, a 37 °C, por uma semana. As raízes foram aleatoriamente divididas em quatro grupos experimentais (n = 20). Seis dentes foram usados como controle positivo e três como controle negativo. Uma broca Peeso n. 3 em baixa velocidade (grupo 1), broca GPX n. 50 (grupo 2), calcador endodôntico n. 9-11 aquecido (grupo 3) e espaçador aquecido e controlado eletronicamente (grupo 4) foram usados para remover a guta-percha, deixando 4 mm de remanescente apical no. . Não foi removida qualquer quantidade de guta-percha nos três controles positivos. Após o alívio, amálgama foi condensado no interior do canal radicular de todos os dentes experimentais para simular um retentor intraradicular. As raízes de todos os grupos experimentais e as dos grupos controles foram

colocadas em recipientes separados contendo corante Índia a 37 °C, por 7 dias. Elas foram descalcificadas e submetidas ao clareamento. A extensão linear de penetração do corante foi medida por um único operador, da extensão apical da guta-percha ao nível mais coronário da penetração do corante. As medidas foram registradas com estereomicroscópio com 6 vezes de ampliação, com lupa ocular calibrada. O grupo 3 demonstrou o maior número de canais livres de microinfiltração apical (12 amostras). O grupo 4 demonstrou a menor quantidade de raízes livres de microinfiltração linear apical (5 amostras). Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos experimentais quando 4 mm de guta-percha permaneciam na porção apical da raiz.

Raiden & Gendelman (1994), estudaram o efeito do preparo do canal radicular para núcleo moldado e fundido sobre o selamento apical usando canais radiculares simulados. Sessenta e sete canais radiculares simulados foram preparados em blocos de resina acrílica transparente, em baixa velocidade, numa profundidade de 16mm. No remanescente, o forame apical foi feito com broca similar n. 25. Os canais preparados não receberam qualquer outra instrumentação antes da obturação, apenas foram lavados com água destilada e secos com ar. Os canais no grupo experimental foram obturados com guta-percha pela técnica da condensação lateral e cimento Grossman. A remoção da guta-percha foi feita imediatamente com condensador aquecido e, depois, os canais foram preparados para retentor intraradicular, alargando-os com a broca Peeso n. 5, com ponta modificada, a fim de criar limite definido e facilitar futuras medidas. A condensação vertical da guta-percha foi realizada com condensador frio e as amostras classificadas da seguinte forma: Grupo 1. guta-percha removida, tentando deixar 1 mm de material obturador no ápice e cimentação dos retentores. Grupo 2. Material obturador remanescente de 2 mm. Grupo 3. Material obturador remanescente de 3 mm. Grupo 4. Material obturador remanescente de 4 mm. Após o tempo de presa do cimento as amostras foram imersas em solução de azul-de-metileno a 2% por 72 horas e observadas num microscópio. Nos grupos 1, 2 e 3 a média de infiltração foi 0,15mm, 0,05mm e 0,02mm, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre qualquer dos grupos comparado com o controle

negativo. No grupo 4 o valor da infiltração foi zero, revelando diferenças estatisticamente significante entre os grupos 4 e 1; 4 e 2; 4 e 3; 4 e controle negativo.

Wu *et al.* (1997), prepararam cento e vinte incisivos maxilares com 12 mm de comprimento para avaliar a infiltração ao longo do material obturador remanescente apical após o preparo do canal radicular e cimentação do núcleo no canal radicular. A superfície externa de cada raiz foi modificada para melhorar a adaptação desta ao tubo plástico em forma de T, utilizado para transportar o fluido. As 120 raízes foram divididas em 6 grupos (n = 20). Os grupos 1 e 2 foram obturados com cones de guta-percha e cimento AH26 livre de prata, pela técnica de condensação lateral. Um instrumento aquecido foi usado para remover o excesso de guta-percha e força vertical foi aplicada com condensador (0,8 mm de diâmetro) para compactar a guta-percha na porção coronária do canal. Os pinos *Parapost*, com 7 mm de comprimento, foram cimentados com Fuji Duet, Ketac Cem, Panavia EX ou Fosfato de Zinco após os canais serem aliviados, mantendo 4 mm de material obturador remanescente no ápice. Para avaliar a infiltração foi utilizado o modelo de transporte de fluido modificado. Concluíram que os 4 mm apicais possibilitaram infiltração significativamente maior do que quando o comprimento do material obturador não é tocado. A infiltração criada pela remoção da parte coronária da obturação durante o preparo para núcleo moldado e fundido pode ser compensada quando o pino é cimentado com Fosfato de Zinco, Fuji Duet, Panavia EX, ou Ketac Cem.

Metzger *et al.* (2000), estudaram a correlação entre diferentes comprimentos de remanescente apical de material obturador e o grau de infiltração, usando sistema passivo e de aplicação de pressão de 130mmHg. Os dentes foram obturados e imediatamente aliviados para retentor intra-radicular utilizando calcador de Paiva aquecido, deixando 3, 5, 7 ou 9 mm de material obturador apical, comparando-os com o grupo controle (14 mm de comprimento, mantidos intactos). Os autores verificaram infiltração aumentando gradualmente para 28 dias, e as diferenças de infiltração para os grupos de 3 e 9 mm foram

observadas. No sistema passivo nenhuma diferença foi detectada. Eles concluíram que: a) material obturador com 3, 5 e 7 mm apresenta selamento inferior, comparado com intacto; b) o selamento é proporcional ao comprimento do material obturador remanescente; e c) o sistema passivo é incapaz de detectar estas diferenças, mesmo quando avaliado durante 28 dias.

2.2.2. Efeitos biomecânicos dos procedimentos restauradores

Meister *et al.* (1980), avaliaram 32 casos de fraturas verticais radiculares com o objetivo de identificar as prováveis causas e sinais de diagnóstico mais comuns. Em todos os pacientes, exceto dois foram encontrados defeitos ósseos, a maioria (66% aproximadamente) apresentou dor moderada ou um leve desconforto, 75% apresentou espaçamento do ligamento periodontal. Os autores relacionaram a ocorrência de 85% das fraturas com as forças excessivas geradas durante a condensação lateral da guta-percha. Outra causa das fraturas encontradas seria o tamanho dos retentores inseridos no interior dos canais radiculares.

Reeh *et al.* (1989), compararam os efeitos dos procedimentos endodônticos e restauradores na resistência a fratura de segundos pré-molares maxilares durante a aplicação de carregamento oclusal não destrutivo. Extensômetro foi colado na superfície externa do esmalte, acima da junção amelocementária em ambas as superfícies vestibular e lingual, os dentes foram montados em anéis de nylon deixando 2 mm de superfície radicular exposta. Sob o controle de carga, cada dente foi submetido a carregamento de 37N/s durante 3 segundos. A curva tensão-deformação foi gerada a partir de cada medidor antes e da alteração do dente e depois de cada procedimento realizado no dente. A resistência das cúspides, como uma medida da força dos dentes, foi avaliada em uma das duas séries de procedimentos realizados em sequência: 1. (a) dente hígido, (b) preparação de acesso, (c), instrumentação (d) obturação, e (e) preparo cavitário MOD, ou 2. (a) dente hígido, (b) preparo cavitário oclusal, (c) preparo

cavitário envolvendo duas superfícies, (d) preparo cavitário MOD, (e) acesso, (f), instrumentação e (g) obturação. Os resultados indicam que os procedimentos endodônticos têm pequeno efeito sobre o dente, reduzindo a rigidez relativa de 5%. Este foi menor que a do preparo cavitário oclusal (20%). Menores valores de resistência foram associados à perda da integridade da crista marginal. Preparo cavitário MOD resultou em perda média de 63% da resistência relativa das cúspides. Os resultados indicam que os procedimentos endodônticos não enfraquecem os dentes com cristas marginais intactas.

Obermayr *et al.* (1991), determinaram e compararam a deformação do canal radicular com o auxílio de extensômetro na superfície externa da porção cervical da raiz, produzida durante a obturação e a cimentação de retentores intraradiculares e a incidência de fraturas verticais radiculares completas ou incompletas geradas pelos dois procedimentos avaliados. Foram selecionados 32 incisivos centrais superiores e instrumentados pela técnica ápice-coroa. Após a instrumentação, os dentes foram divididos em cinco grupos: grupo 1 ou controle negativo ($n = 5$), os dentes foram apenas apenas instrumentados; grupo 2 ou controle positivo para a obturação ($n = 5$), os dentes foram obturados pela técnica de condensação lateral de guta-percha associado ao cimento endodôntico Sealer 26 e submetidos a carga mecânica até a ocorrência de fratura; grupo 3 ou controle positivo para reabilitação com núcleo moldado e fundido ($n = 2$), os dentes não foram submetidos a carga, os núcleos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco e eugenol e receberam carga digital imediata aplicada no longo eixo do dente; grupo 4 ($n = 10$), os dentes foram obturados pela técnica de condensação lateral sob força constante de 3 kg sendo que a deformação máxima do dente foi registrada; e o grupo 5 ($n = 10$), os dentes foram obturados pela técnica de condensação lateral e reabilitados com o núcleo moldado e fundido. Após a remoção da guta-percha, o retentor foi cimentado sob força de 3 kg, sendo que os valores máximos de deformação durante a obturação e a cimentação do mesmo foram registradas. Os resultados observados relevaram que maior deformação é produzida durante a colocação do retentor relativamente a obturação isolada. O acúmulo de tensões em ambos os procedimentos não influenciou na ocorrência de

fraturas verticais radiculares. Os autores concluíram que as tensões geradas durante a cimentação de retentores produzem maior deformação das raízes.

Morgano 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. O comprimento do retentor 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 retentor não excedendo a metade da largura da raiz. Quando o comprimento do retentor 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.

Em 1996, Holmes *et al.*, selecionaram o método de elementos finitos para quantificar a distribuição de tensões na dentina de dentes tratados endodonticamente, restaurados com núcleos moldados e fundidos com variáveis dimensões. Foram analisados 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. 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 45° 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-radulares.

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 da análise de vantagens e desvantagens da instalação de pinos intra-dentinários em dentes com destruição coronária extensa.

Em revisão de literatura sobre colocação de retentores intra-radulares, 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-radulares, reiteram o objetivo primário de retenção do material do núcleo de preenchimento, indicando grau de risco durante o preparo do espaço para sua cimentação.

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 fratura oblíqua. Em contrapartida, restauração sem férula está propensa a falhar primeiramente por descolamento e subsequentemente por fratura radicular, por meio da ação de alavanca de pino solto no interior do canal.

Barjau-Escribano *et al.* (2006), avaliaram a influência do dois tipos de retentores intra-radulares pré-fabricados (pino de fibra de vidro e pino de aço inoxidável) no comportamento biomecânico de dentes restaurados. Selecionaram 60 incisivos centrais superiores, submetidos ao tratamento endodôntico e divididos em dois grupos experimentais ($n = 30$). Grupo 1, reabilitado com pino de fibra de vidro e o grupo 2 reabilitado com o pino pré-fabricado metálico. Posteriormente a reabilitação os dentes foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura. Adicionalmente foi realizada análise matemática pelo método de elementos finitos, a partir de modelos desenvolvidos para cada grupo experimental. Este modelo também foi submetido a cargas externas e permitiu a análise do padrão de tensões. Os resultados encontrados revelaram que para os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável, a resistência à fratura foi significativamente menor

quando comparada a dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (520N e 803N, respectivamente). A análise de distribuição de tensões confirmou o pior comportamento biomecânico no grupo do pino de aço inoxidável, onde altas concentrações de tensão foram encontradas, devido à diferença significativa entre o módulo de elasticidade do aço em relação a dentina. Os autores concluíram que o módulo de elasticidade do retentor de fibra de vidro próximo ao da dentina e do núcleo, o que favorece o seu desempenho clínico.

Kalkan *et al.* (2006), avaliaram a resistência de união de três tipos de retentores pré-fabricados de fibra de vidro (opaco, translúcido e vidro elétrico), em três regiões distintas da raiz (terço cervical, médio e apical), sendo que o ensaio de push-out foi realizado em dois tempos diferentes (24 horas e 1 semana após a cimentação dos retentores). Os retentores foram cimentados com cimento de cura dual. Verificou-se que a resistência de união variou significativamente entre os tipos de retentor e região avaliada, porém não houve diferença entre os diferentes tempos de realização do ensaio. Os pinos de fibra de vidro elétrico e o opaco resultaram em maiores valores de união em relação ao pino translúcido. Porém para o pino translúcido e elétrico a resistência de união foi maior na região cervical.

Soares *et al.*, (2007), avaliaram a influência do tratamento endodôntico e tempo de armazenamento na resistência flexural da dentina radicular de 80 dentes bovinos. Os dentes foram divididos em 8 grupos ($n = 10$), de acordo com os fatores em estudo: dentes tratados e não tratados endodonticamente; o tempo que foi entre o armazenamento e a realização do ensaio mecânico de tração foi dividido em 4 tempos: t1, imediatamente após extração; t2, 7 dias; t3, 12 dias e t4, 30 dias após extração dos dentes. Os resultados concluíram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo interfere negativamente nas propriedades mecânicas da dentina.

Santos-Filho *et al.* (2008), investigaram os efeitos de diferentes tipos e comprimento de retentores intra-radulares na deformação e resistência a fratura de dentes bovinos tratados endodonticamente. Os autores selecionaram 135

dentes bovinos e dividiram em 3 grupos (n = 45): pino de fibra de vidro, pino pré-fabricado metálico e núcleo moldado e fundido. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos (n = 15), de acordo com o comprimento do pino: 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm. Todas as amostras foram restauradas com coroas metálicas. Para a mensuração da deformação foram utilizados 2 extensômetros por amostra, durante o ensaio de resistência a fratura. Os resultados mostraram aumento de deformação associada a diminuição do comprimento dos retentores. O pino de fibra de vidro com 5,0 mm de comprimento resultou em valores de deformação 2 vezes menores em relação aos outros grupos. A análise dos padrões de falha mostrou que nos grupos restaurados com pinos metálicos há tendência a fratura radicular enquanto que o grupo de pino de fibra de vidro tendeu a falhas na restauração. Os autores concluíram que o pino de fibra de vidro apresenta melhor comportamento biomecânico mesmo quando o seu comprimento for de 5,0 mm.

Menezes *et al.* (2008), avaliaram a influência do cimento endodôntico e do tempo entre a obturação e a reabilitação com pinos de fibra de vidro na resistência de união a dentina radicular. Foram selecionados 60 incisivos bovinos e divididos em divididos em 5 grupos (n = 12): dentes não obturados, dentes obturados com cimento endodôntico a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26) e reabilitados imediatamente após obturação; Sealer 26 e reabilitação com retentor após 7 dias dentes obturados com cimento endodôntico a base de óxido de zinco e eugenol (Endofiil) e reabilitados imediatamente; dentes obturados com Endofill e reabilitados com retentor após 7 dias. Todos os dentes foram cimentados com sistema adesivo e cimento de cura dual. Os resultados indicaram que menores valores de resistência de união foram encontrados em todos os grupos de dentes tratados endodonticamente independente da região radicular, exceto o grupo obturado com o cimento Endofill cujos valores de resistência de união foram significativamente menos na região apical em relação às outras regiões. Os autores concluíram que o cimento a base de óxido de zinco e eugenol interfere nas propriedades mecânicas da dentina e que quando a reabilitação com retentores de fibra de vidro é realizada 7 dias após a obturação, ocorre diminuição da resistência de união no sentido coroa-ápice em todos os grupos avaliados.

Soares *et al.* (2008), analisaram o efeito do preparo cavitário, tratamento endodôntico e pino de fibre de vidro na resistência a fratura de 50 pré-molares inferiores. Os dentes foram divididos em 5 grupos (n = 10): grupo controle, dente hígido; grupo MOD, mésio-ocluso-distal + tratamento endodôntico (TE) + restauração em resina composta (RC); grupo MODP, preparo mésio-ocluso-distal + TE + pino de fibra de vidro (PF) + RC; grupo MOD2/3, mésio-ocluso-distal + perda de 2/3 da cúspide + TE + RC; e grupo MODP2/3, mésio-ocluso-distal + perda de 2/3 da cúspide + TE + PF + RC. Todas as amostras foram submetidas a carga até a fratura. A distribuição de tensões foi avaliada para grupo por modelos de elementos finitos em duas dimensões. Os resultados mostraram que a resistência a fratura dos grupos MODP, MOD2/3 e MODP2/3 foram menores que o grupo controle e o grupo MOD. Os autores concluíram que a perda de estrutura e a presença de retentor intra-radicular diminuem a resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente e criam alta concentração de tensões entre o complexo dente-restauração. Porém, quando existe grande perda de estrutura (MODP2/3), a presença do retentor reduz a ocorrência de fraturas catastróficas.

Soares *et al.* (2009), testaram a influência da composição e configuração externa de retentores intra-radulares na geração e tensões em dentes tratados endodonticamente e reabilitados com retentores de fibra de carbono e fibra de vidro cônicos e serrilhados, pela análise de elementos finitos. Foram desenvolvidos modelos 2D de incisivo central superior tratado endodonticamente e reabilitado com retentor intra-radicular, pino de fibra de carbono liso e serrilhado ; pino de fibra de vidro liso e serrilhado. Os resultados revelaram que quando os retentores são submetidos a cargas isoladamente os pinos serrilhados apresentam maior concentração de tensões, porém quando cargas são aplicadas sobre o dente restaurado não há diferença significativa entre os diferentes tipos de retentores avaliados. Os autores concluíram que quando o retentor é integrado a estrutura dentária, sua influência no comportamento biomecânico desaparece.

Soares *et al.* (2011), avaliaram o efeito do tipo de cimento e da configuração externa de pinos de fibra de vidro na resistência de união a dentina radicular. Foram selecionados 90 dentes uniradiculares para receber pino de fibra de vidro paralelo e serrilhado (Reforpost n. 2) ou pino de fibra de vidro cônico (Exacto n.2). Os retentores foram cimentados com cimento de cura dual (RelyX ARC), dois cimentos de cura dual autoadesivos (RelyX UNICEM e MaxCem), e cimento químico (Cement-Post). As amostras foram seccionadas e submetidas ao ensaio de push-out. os resultados revelaram que o cimento RelyX UNICEM apresentou os maiores valores de resistência de união ao longo de todo o canal radicular. O cimento RelyX ARC e o Cement-Post obtiveram valores semelhantes da resistência de união no terço cervical, porém, tais valores diminuía a medida que se caminhava para o terço apical para o cimento RelyX ARC. Valores muito baixos foram encontrados para o MaxCem independente da região radicular. Os autores concluíram que a configuração do retentor não influenciou na resistência de união, todavia esta foi influenciada pelo tipo de cimento, sendo o RelyX UNICEM o cimento que apresentou os maiores valores de união.

2.3. Efeitos térmicos dos procedimentos restauradores

Lisanti & Zander (1950), determinaram a condutividade térmica da dentina em 7 discos de dentina obtidos de molares humanos, com 6,3 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura. Para o efeito foi construído um aparato específico que com o auxílio de quatro termopares permitiu a obtenção da quantidade de calor que atravessou as amostras quando submetidas a três temperaturas distintas (40° 70° e 90°C). A condutividade térmica foi calculada a partir da quantidade de calor, espessura da amostra e a variação de temperatura na amostra. Os valores de condutividade térmica das sete amostras variou de 2.10×10^{-3} a 2.49×10^{-3} , com uma média de 2.29×10^{-3} (0.00229 calorias por segundo).

Brown *et al.*, (1970), investigaram os efeitos das tensões térmicas no dente causados por mudanças abruptas de temperatura durante o consumo de líquidos e alimentos sólidos (quentes e frios) em terceiros molares recém-extraídos. Foi utilizado calorímetro (aparelho isolado termicamente que serve para

quantificar a troca de calor entre dois ou mais corpos de temperaturas diferentes). O calor específico de cada amostra foi calculado, a densidade da dentina mensurada pesando-se cada porção (coroa e raiz - considerando todo o material como dentina) dentro e fora da água. O valor da densidade do esmalte foi extraído da literatura como sendo de 2.8 g/cm^3 e os valores de calor específico encontrados para o esmalte, dentina e conjunto esmalte e dentina foram de 0.17, 0.38 e 0.30 cal/g °C. Os autores verificaram que existe uma diferença de mais de 250% na difusão térmica entre o esmalte e a dentina, ou seja, se um dente é repentinamente exposto a mudanças de temperatura, o esmalte tenderá a alcançar a nova temperatura muito mais rápido que a dentina. Assim, concluiu-se que se o dente for submetido a baixas temperaturas o esmalte não irá contrair devido à presença de dentina, resultando em tensões de tração térmica em torno da junção amelodentinária. E, se a mudança de temperatura for suficientemente grande, poderá gerar trincas no esmalte.

Atrizadeh 1971 produziu danos biológicos no periodonto pela aplicação de calor em dentes de macacos para analisar o processo de remodelação óssea nessa região. As amostras foram acompanhadas por um período de 6 meses. No período de 3 dias e 1 semana após aplicação de calor, verificaram áreas de necrose envolvendo o ligamento periodontal e o osso alveolar, estendendo-se aproximadamente 1/3 do comprimento da raiz. Após 2-3 semanas, observaram o aparecimento de novos fibroblastos e vasos sanguíneos na periferia da área necrótica, acompanhado por reabsorção do osso e do cimento. A aposição óssea foi mais proeminente que a reabsorção após 1 mês de observação, porém em algumas regiões o dente e o osso se uniram. A anquilose persistiu, mas a remodelação óssea também continuou até o último período de observação (6 meses). Pode-se concluir que durante o processo de remodelação do ligamento periodontal e osso alveolar pode ocorrer anquilose sem, no entanto, interromper o processo de remodelação óssea.

Brown *et al.*, (1972), avaliaram a fadiga térmica em dentes bovinos e humanos. As amostras foram submetidas a 7000 ciclos de fadiga, em água quente

e fria alternadamente por 30 segundos. Um exame inicial realizado antes do ensaio de ciclagem térmica mostrou haver trincas pré-existentes em todas as amostras, geradas por mudanças térmicas e mecânicas ou como resultado do procedimento de extração. Os resultados revelaram que trincas presentes no dente humano propagam-se significativamente após 2000 ciclos de temperatura, os dentes bovinos exibiram o mesmo fenômeno após apenas 3 ciclos. Danos severos ocorreram no esmalte decorrente da fadiga térmica. Os autores concluíram que a fadiga térmica sobtensão suficientemente elevada causa deterioração no dente bovino e humano, porém dentes bovinos estão mais susceptíveis a trincas em relação aos dentes humanos.

Matthews & Hirsch (1972), avaliaram os efeitos do preparo com brocas em amostras de osso femural com 5mm de diâmetro, utilizando para isso termopar de liga crômio-alumínio de 0,25 mm de diâmetro. Os valores de força foram registrados durante o preparo com brocas de 3,2 mm de espessura. Os resultados mostraram que um aumento de temperatura de 50°C foi alcançado em algumas amostras e o valor máximo de temperatura alcançado foi de 60°C, excedendo os valores que causam a desnaturação da fosfatase alcalina. Os autores relatam que o calor produzido durante o preparo de tecido ósseo com brocas é devido à fricção do instrumento contra o osso, a força aplicada e a velocidade rotacional inerente ao processo. Após testarem variadas forças, os autores sugerem a utilização de 20 Kg/F, sendo que as brocas devem ser substituídas logo que apresentarem sinais de desgaste, e irrigação constante no local do preparo deve ser utilizada para limitar o aumento de temperatura.

Lloyd *et al.* (1978), avaliaram a influência do stress térmico na criação e propagação de trincas no dente, utilizando dois métodos – ensaio mecânico de ciclagem térmica e método de elementos finitos em duas dimensões, variando tipo de dente (molar e pré-molar), idade do doador/dente, propriedades das estruturas dentárias, magnitude da variação de temperatura nas estruturas adjacentes ao dente e a resistência térmica entre o dente e os tecidos circunvizinhos. Para o ensaio de ciclagem térmica foram selecionados 66 pré-molares de doadores com

idade compreendida entre 9 a 65 anos e 59 molares de doadores entre 16 a 69 anos. Foi aplicada solução fluorescente penetrante na superfície oclusal para permitir a visualização de trincas no dente. A mensuração quantitativa do comprimento das trincas foi realizada com o auxílio de câmara fotográfica de alta definição (Nikon F câmera e Micro Nikkor Auto 55 mm f/3.5 lens), através de fotografias da superfície oclusal imediatamente após a aplicação da solução fluorescente penetrante. Foi colocada grade milimétrica sobre a fotografia e então mensurados os comprimentos das trincas em vários intervalos de tempo durante o ensaio de ciclagem térmica. Para o cálculo da variação de temperatura e análise da distribuição de tensões no dente foi desenvolvido modelo representativo de segundo molar mandibular pelo o método de elementos finitos aximétrico, simulando condições de exposição de calor e frio considerando que o dente se encontrava imerso em água a 28 °C. A variação de temperatura em função do tempo foi obtida em três regiões: (1) esmalte adjacente a superfície do dente; (2) esmalte adjacente à junção amelodentinária; e (3) dentina próxima a região pulpar. Os resultados indicaram que após 10 segundos de exposição à dentina próxima a região pulpar variou 11,5°C. A diferença de temperatura entre a superfície do esmalte e na junção amelodentinária é de 9,9°C após 0,1 segundos de exposição, 15,2°C após 1 segundo, 12,7°C após 2 segundos e 4,8°C após 10 segundos. O gradiente térmico máximo no esmalte obteve-se no primeiro segundo após a exposição. Os autores observaram que em muitas localizações as tensões térmicas ficaram próximas ao limite dos valores de resistência à fratura do esmalte e da dentina. Todas as amostras sem exceção exibiram alguma trinca ou fratura no esmalte na região cervical que se estendia em comprimento em direção à superfície oclusal. O número e o comprimento das fendas variou de acordo com o tipo de dente, a idade e entre dentes do mesmo grupo e mesma idade. As condições do teste mecânico foram aproximadas as condições da análise numérica. Todas as fendas penetraram somente no esmalte. As fendas ocorreram em dois estágios. O primeiro estágio é rápido ocorrendo em aproximadamente 2000 ciclos térmicos. A extensão deste estágio é determinada pela resistência do esmalte, geometria do dente e magnitude das tensões produzidas pela ciclagem.

O término deste estágio ocorre quando o número de trincas existente for suficiente para dissipar as tensões às estruturas adjacentes ao dente. Quando este ponto é alcançado, inicia-se o segundo estágio, marcado pelo crescimento lento das trincas, que é o resultado da fadiga térmica causada pela ciclagem. Comparando os dois tipos de dentes com a mesma idade, observaram que os molares apresentaram aparecimento rápido e maior crescimento de trincas, sendo que 75% das trincas foi resultado da propagação de trincas pré-existentes. Tanto pela análise numérica quanto pelo ensaio mecânico o esmalte mostrou-se mais susceptível a fratura se exposto a arrefecimento abrupto. Esse dano não reparado pode acumular-se durante vários anos e tornar o dente mais frágil com a idade. O número de trincas aumenta em função do tempo. Os autores concluíram que a ingestão de alimentos ou líquidos frios pode criar tensões térmicas no dente de magnitude suficiente para causar trincas no esmalte. A magnitude da tensão depende da diferença de temperatura entre o dente e o ambiente, o coeficiente térmico do dente, a geometria do dente e suas propriedades físicas. As trincas produzidas pelo stress térmico podem crescer em comprimento caso sejam submetidas a mais stress térmico ou mecânico durante o processo da mastigação ou outras formas de carregamento mecânico. De forma similar, o stress térmico pode levar ao crescimento de trincas inicialmente geradas por stress mecânico.

Eriksson *et al.*, (1982), estudaram os efeitos do calor sobre a tíbia de coelhos utilizando para o efeito implante de titânio no interior de uma câmara que permitiu a aplicação do calor a 53°C por 1 minuto. Este método permitiu que os compartimentos submetidos ao calor fossem observados por um período de tempo indeterminado. Os resultados microscópicos revelaram que no momento de aplicação do calor, ocorreu interrupção do fluxo sanguíneo em alguns vasos; após 2 dias do momento de aplicação do calor todos os vasos sanguíneos desapareceram, porém estes ressurgiram gradualmente. As células do tecido adiposo pré-existentes antes da aplicação do calor desapareceram e a remodelação óssea iniciou 3 a 5 dias após o trauma térmico. Os autores concluíram que temperatura de 53°C causaram danos irreversíveis ao tecido ósseo adjacente a área de aplicação do calor.

Ainda neste contexto, Eriksson & Albrektsson (1983), analisaram alterações no tecido ósseo decorrentes da exposição à temperaturas de 47°C por 1 e 5 minutos e 50°C por 1 minuto. Os resultados encontrados mostraram que temperatura de 47°C por 1 minuto é suficiente para causar alterações biológicas irreversíveis no tecido ósseo, como reabsorção óssea seguida por deposição de tecido adiposo no local onde havia tecido ósseo sadio.

Minesaki *et al.*, (1983), desenvolveram um método para determinar a difusão térmica no dente e em alguns materiais dentários. Foram obtidas amostras de dentina, policarbonato, polimetilmetacrilato, polisulfato, b-eucryptita e b-spodumene em formato retangular (8.0 x 6.0 x 2.5 mm). As amostras foram colocadas em recipiente de alumínio contendo água a temperatura de 23±0.5°C e protegidas por meio de uma borracha de silicone. Foram utilizados fios de cobre como fonte de aquecimento das amostras. A variação interna da temperatura nas amostras em função do tempo foi detectada em duas posições por termopares e registradas por um gravador. A face superior de cada amostra foi alternadamente aquecida e arrefecida por meio de duas fontes de calor. Os valores de difusão térmica na dentina encontrados neste estudo foram 2.54×10^{-3} e 2.58×10^{-3} e para os materiais policarbonato, polimetilmetacrilato, polisulfato, b-eucryptite e b-spodumene 1.58×10^{-3} e 1.51×10^{-3} , 1.14×10^{-3} e 1.02×10^{-3} , 1.15×10^{-3} e 0.98×10^{-3} , 7.33×10^{-3} e 7.01×10^{-3} , 7.54×10^{-3} e 7.38×10^{-3} respectivamente. Este método mostrou ser adequado para determinar a difusão térmica da dentina humana e de materiais dentários.

Sauk *et al.*, (1988), avaliaram a resposta biológica de células do ligamento periodontal quando submetidas a temperatura de 43°C e a determinadas substâncias com potencial letal sobre as células: arsenito de sódio e aminoácido análogo ao ácido carboxílico-2-azetadina-L (ACZ). As células foram coradas com metionina e as proteínas produzidas foram examinadas através de autofluorografia. A exposição a 43°C aparentemente induziu a produção de proteínas de stress térmico cuja função principal é impedir a formação de formas normais de proteínas podendo gerar danos nas células do ligamento periodontal.

Saunders & Saunders (1989), quantificaram *in vitro* o calor gerado na superfície externa de pré-molares durante a remoção de guta-percha e preparo do espaço para retentor intraradicular. O aumento da temperatura foi registrado a distância de 6 mm do ápice do dente através do uso de termopares acoplados no local de eleição. Os resultados mostraram que maior aumento de temperatura é alcançado durante o preparo do espaço para retentor intraradicular, independentemente do tipo de broca utilizada esta etapa, atingindo um pico de 31 °C para o grupo da broca Para-post. A fase de remoção de guta-percha isoladamente não gera valores de temperatura significantes. Os autores concluíram que o uso de instrumentos mecanizados durante o preparo do espaço para retentor pode causar danos aos tecidos peri-radiculares e que precauções devem ser tomadas durante esta etapa de trabalho.

Tjan & Abbate (1993), mensuraram a variação de temperatura na superfície externa da raiz durante o preparo do espaço para retentor variando o tipo de broca. Termopares tipo J foram fixados sobre o dente e 5 tipos de brocas foram utilizados: Peeso, Gates-gliden diamantada, Para-post e a Kurer. O preparo do espaço foi realizado numa profundidade de 6,0 e 1,5 mm de extensão. Os resultados indicaram maiores valores de aumento de temperatura para a broca tipo Peeso (15°C), seguida da broca diamantada (8,8°C), broca Kurer (7,8°C), Gates-gliden-Gliden (4,1°C) e broca Para-post (2,3°C). Os autores concluíram que a quantidade de calor transferida à superfície externa do dente durante o preparo do espaço para retentor intraradicular, depende do tipo de broca utilizada que em alguns casos pode gerar calor suficiente para causar danos no ligamento periodontal.

Mc Cullagh *et al.* (2000), compararam duas metodologias utilizadas para mensurar a variação de temperatura sobre as estruturas dentárias: termopares e termografia infravermelha. O aumento de temperatura foi registrado durante o procedimento de obturação com guta-percha termoplastificada, simultaneamente, por dois termopares colocados na superfície externa do dente nas regiões cervical e apical e pelo sistema de imagem térmica infravermelha. Os

resultados mostraram médias de valores de aumento de temperatura de 13,9°C para os termopares e 28,4°C para o sistema de imagem térmica infravermelha em ambas regiões avaliadas. Esta última metodologia conseguiu detectar áreas de concentração de calor em regiões mais distantes da localização dos termopares. Os autores concluíram que o sistema de imagem térmica infravermelha é prático para mapear grandes áreas de variação de temperatura, porém o seu elevado custo torna-o pouco acessível.

Ratih *et al.*, (2007), investigaram a relação entre a variação de temperatura, o movimento do fluido dentinário e o deslocamento de cúspides de pré-molares superiores extraídos, com preparo mésio-ocluso-distal. Utilizaram 2 tipos de fonte fotopolimerizadora: unidade de luz halógena de Quartzo e Tungstênio; e unidade com emissor de luz diodo (LED). O aumento de temperatura foi mensurado durante a fotoativação da resina composta utilizada para restaurar as cavidades, por meio de termopares localizados na superfície interna oclusal (parede de fundo do preparo cavitário) e no interior da câmara pulpar. Os resultados mostraram aumento de temperatura até 15°C. Por um lado, a unidade de luz halógena gerou maior aumento de temperatura, por outro, a unidade LED produziu maior movimentação do fluido dentinário e maior deslocamento das cúspides. Todavia, a relação entre aumento de temperatura, movimento do fluido dentinário e o deslocamento de cúspides não foi completamente explicado. Os autores concluem que por gerar menor aumento de temperatura a unidade LED pode ser preferência na prática clínica.

Em 2007, Linsuwanont *et al.*, investigando a relação entre a distribuição de temperatura e a deformação na superfície externa do dente durante e após aplicação localizada de estímulo térmico durante os testes de vitalidade pulpar, encontraram que antes do estímulo térmico atingir a junção amelodentinária ocorre um padrão de deformação na dentina próxima a câmara pulpar, caracterizado de contração inicial e posterior expansão durante a aplicação de estímulo quente e o contrário acontece quando um estímulo frio é aplicado. Os autores lançaram então uma possível teoria alternativa à teoria da hidrodinâmica,

baseada no princípio de que a deformação que ocorre na dentina poderia ativar diretamente o impulso nervoso ou mecanicamente induziria o movimento do fluido dentinário que por sua vez ativaria o potencial de ação das terminações nervosas na câmara pulpar.

Kodonas *et al.* (2009), avaliaram o efeito da simulação da microcirculação existente no interior da câmara pulpar na variação de temperatura durante aplicação de estímulo térmico. Foi desenvolvido um modelo para simular a polpa no interior de 3 grupos de dentes (incisivo central, incisivo lateral e canino superiores), sendo submetidos a estímulos térmicos de 100 e 200°C na ausência ou presença de irrigação com 1 mL/minuto da água no interior da câmara pulpar por 30 segundos. A variação de temperatura foi detectada por 3 termopares acoplados sobre a superfície vestibular, palatina e no interior da câmara pulpar. Os resultados indicaram diferença significativa na variação de temperatura produzida na ausência e presença de irrigação nos 3 grupos de dentes. Os valores de variação de temperatura foram maiores para os incisivos laterais comparativamente aos outros grupos de dentes. Os autores ressaltam a importância da microcirculação da polpa como fator minimizador da variação de temperatura no interior da dentina radicular. A espessura do dente é fator que influencia significativamente o aumento de temperatura.

Patel *et al.*, (2010), realizaram revisão de literatura envolvendo prevalência, etiologia, patogênese, manifestações histológicas e diagnóstico diferencial da reabsorção radicular interna. Eles relataram que poucos estudos avaliam as manifestações histológicas e os aspectos biológicos relacionados a este processo. E dentre os vários fatores etiológicos encontraram que o calor excessivo produzido durante procedimentos restauradores pode desencadear o processo de reabsorção interna da raiz.

Raggatt & Partridge (2010), em revisão da literatura relataram que o processo fisiológico de remodelação óssea é um processo altamente coordenado, responsável pela formação e reabsorção óssea, necessário para reparo de danos causados ao tecido ósseo e para manter a homeostasia. Adicionalmente,

relataram que para além das células clássicas envolvidas neste processo (osteoclastos, osteoblastos e osteócitos), outras células do sistema imunológico também participam no desencadeamento ou supressão do processo reabsortivo.

Lin et al., (2010), em revisão da literatura relacionada com a quantidade de calor que pode ser gerada durante diversos procedimentos odontológicos como peças de alta rotação, lasers, unidades fotopolimerizadoras, dentre outros, relataram que a desnaturação térmica do colágeno da dentina radicular ocorre quando o dente é exposto a temperaturas de aproximadamente 300°C.

Neste sentido, Zhang *et al.* (2011), investigaram os níveis de expressão de alguns componentes celulares capazes de influenciar no processo de osteoclastogênese e reabsorção óssea, nomeadamente: ativador do receptor de membrana do ligante NF- κ B (RANKL) e osetoprotegerina (OPG). Esses componentes existentes nos fibroblastos do ligamento periodontal podem ter seus níveis alterados quando as células são expostas ao calor. Para o efeito, os fibroblastos do ligamento periodontal foram submetidos a várias temperaturas por 5 minutos e depois mantidas a temperaturas de 37°C. Após a exposição ao estímulo térmico, foi determinada a viabilidade celular e os níveis de expressão de RANKL e OPG foram analisados em tempo real por RT-PCR e ELISA. Nos resultados observados, a viabilidade celular reduziu significativamente nos grupos experimentais. O stress térmico regrida os níveis de expressão de RANKL e OPG. Os níveis de expressão relativos diminuiu nas temperaturas de 39, 43 e 50°C, porém aumentou a 47°C. Os autores concluíram que o calor influencia o balanço entre RANKL e OPG no ligamento periodontal e que valores baixos de temperatura tendem a decrescer a razão entre eles, entretanto altas temperaturas aumentam essa razão.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi desenvolver análise sequencial, em tempo real, da deformação e variação de temperatura em caninos superiores durante tratamento endodôntico e reabilitação do diferentes tipos de pinos, variando:

I - Tipo de retentor intra-radicular:

- Retentor pré-fabricado reforçado com fibra de vidro - PFV;
- Núcleo metálico fundido em liga de NiCr - NMF;
- Retentor pré-fabricado metálico rosqueável - MET.

II - Etapas do procedimento terapêutico:

- Instrumentação endodôntica;
- Irrigação final e secagem;
- Obturação;
- Alívio imediato;
- Preparo do espaço para retentor;
- Moldagem para NMF;
- Prova dos retentores;
- Cimentação adesiva;
- Fotoativação do cimento.

III – Região radicular:

- Cervical;
- Apical.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Delineamento experimental:

- *Unidade experimental:* caninos humanos tratados endodonticamente.
- *Fatores em estudo:* **tipo de retentor em três níveis** (PFV, retentor pré-fabricado reforçado com fibra de vidro; NMF, núcleo metálico fundido em liga de NiCr; e MET, Retentor pré-fabricado metálico rosqueável; **procedimento terapêutico em 09 níveis** - Instrumentação endodôntica; Irrigação final e secagem; Obturação; Preparo do espaço para retentor; Moldagem do NMF; Prova do retentor; Cimentação adesiva; Fotoativação do cimento); e **região radicular em dois níveis** – cervical (2,0 mm abaixo limite cervical da amostra) e apical (10,0 mm abaixo do limite cervical da amostra).
- *Variáveis respostas:* Deformação (μS) e variação de temperatura na parede externa da dentina radicular ($^{\circ}\text{C}$);
- *Métodos de análise:* Ensaio de extensometria, mensuração da temperatura pelo uso de termopares tipo J.
- *Forma de análise dos dados:* Análise de variância fatorial (2-Way ANOVA) e teste de Tukey para comparação dos tipos de retentores e região radicular; Análise de variância em fator único (1-Way ANOVA) e teste de Tukey para comparação entre as etapas do procedimento terapêutico.

4.2. Preparo das amostras

4.2.1. Seleção dos dentes

Vinte e um 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: 396/10). Após análise em lupa estereoscópica com

aumento de 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas radiculares não foram utilizados. Os dentes selecionados foram mensurados com paquímetro digital (Mitutoyo, Tokio, Japão) e, a partir das medidas vestibulo-lingual e méso-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 um remanescente radicular de 17 mm, mensurados com o auxílio de paquímetro digital. Os dentes selecionados foram armazenados em água destilada a 37°C.

Devido à ausência de relatos na literatura que descrevam ou ilustrem metodologias que avaliassem simultaneamente as variáveis deste estudo, as etapas que se seguem, serão aqui descritas pela primeira vez na literatura, uma vez que muitos aspectos metodológicos deste trabalho foram desenvolvidos especificamente para as necessidades encontradas ao longo da pesquisa a fim de viabilizar a realização da mesma sem, porém, influenciar nos resultados observados.

4.2.2. Inclusão das amostras

Todos os remanescentes radiculares foram revestidos por camada de vaselina sólida (Rioquímica, São José do Rio Preto, SP, Brasil), posicionados e aderidos sobre a bancada com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil), tendo sua porção cervical voltada para baixo e a apical para cima. Um cilindro de PVC de 25 mm de diâmetro e 37 mm de comprimento foi posicionado sobre cada amostra de modo que o remanescente radicular fosse totalmente coberto por este e em seu interior foi vertida resina de poliestireno auto-polimerizável (Hutchinson do Brasil, Tabuão da Serra, SP, Brasil). Após a cura do

material a amostra foi removida passivamente e a vaselina limpa com gaze estéril seca (Figura 1). Todas as amostras foram armazenadas em água destilada.

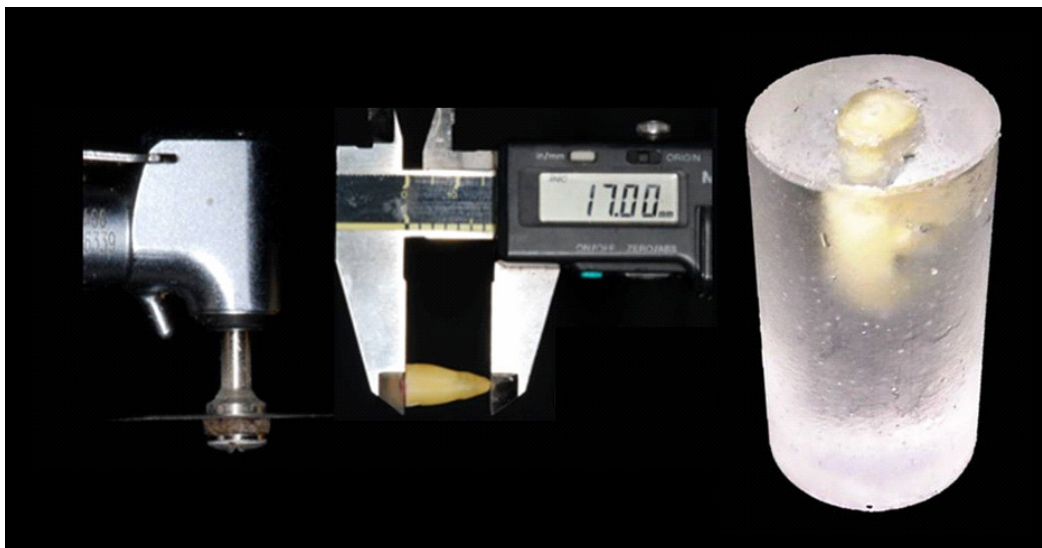


Figura 1. Seccionamento e inclusão das amostras.

4.3. Desenvolvimento do cilindro para o experimento

O cilindro de resina obtido a partir da inclusão foi levado para cortadeira de alta precisão (Isomet 1000, Buelher, Lake Bluff, IL, USA), a fim de ser preparado para viabilizar a fixação de 02 extensômetros na face distal e 02 termopares na face mesial, em duas regiões: R1, 2 mm abaixo do suporte ósseo, e R2, 10 mm abaixo da inserção do alvéolo, coincidindo com o término da extensão apical do preparo para o retentor intra-radicular. Para viabilizar este procedimento, o cilindro foi fixado primeiramente em dispositivo cilíndrico e posicionado verticalmente, tendo a abertura do alvéolo (porção cervical do cilindro) ficado em contato direto com o disco de corte diamantado de dupla face (4"x 0,12 x 0,12, Extec, Enfield, CT, USA). O braço da cortadeira permitiu que o cilindro fosse movimentado lateralmente de mesial para distal e vice-versa. Desse modo, efetuaram-se dois cortes de 15 mm de altura a uma distância de 01 mm da abertura do alvéolo na face mesial e distal do cilindro, no sentido vestibulo-lingual. Seguidamente, o cilindro foi reposicionado horizontalmente sobre o disco, de modo que o segundo corte coincidissem com o término apical do primeiro corte,

obtendo-se desta forma duas meias-luas do material do cilindro que foram devidamente identificadas de acordo com o número da amostra e armazenadas em uma vasilha para sua posterior utilização. Finalmente, o cilindro foi novamente colocado na posição vertical de forma que o disco de corte atravessou longitudinalmente o alvéolo em duas posições: uma próxima a face vestibular e outra à face lingual/palatina; até uma extensão de 12 mm de comprimento. O cilindro foi retirado da cortadeira de precisão e com o auxílio de uma broca diamantada cilíndrica com ponta ogival n°. 2214 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) finalizou-se as aberturas laterais do alvéolo expondo as superfícies mesial e distal radiculares. Por sua vez, as meias-luas obtidas através dos cortes do cilindro foram mapeadas e levadas a um torneiro para a abertura de dois orifícios correspondentes às dimensões do termopar (3,4 mm de diâmetro) e com as regiões onde este deveria ser posicionado. Após receberem este tratamento, as peças em meia lua foram fixadas no cilindro com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Itapevi, SP, Brasil), finalizando assim a confecção do mesmo.

Todas as amostras foram fixadas nos cilindros com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Itapevi, SP, Brasil), colocado nas faces vestibular e lingual/palatina. As amostras foram armazenadas em água destilada (Figura 2).

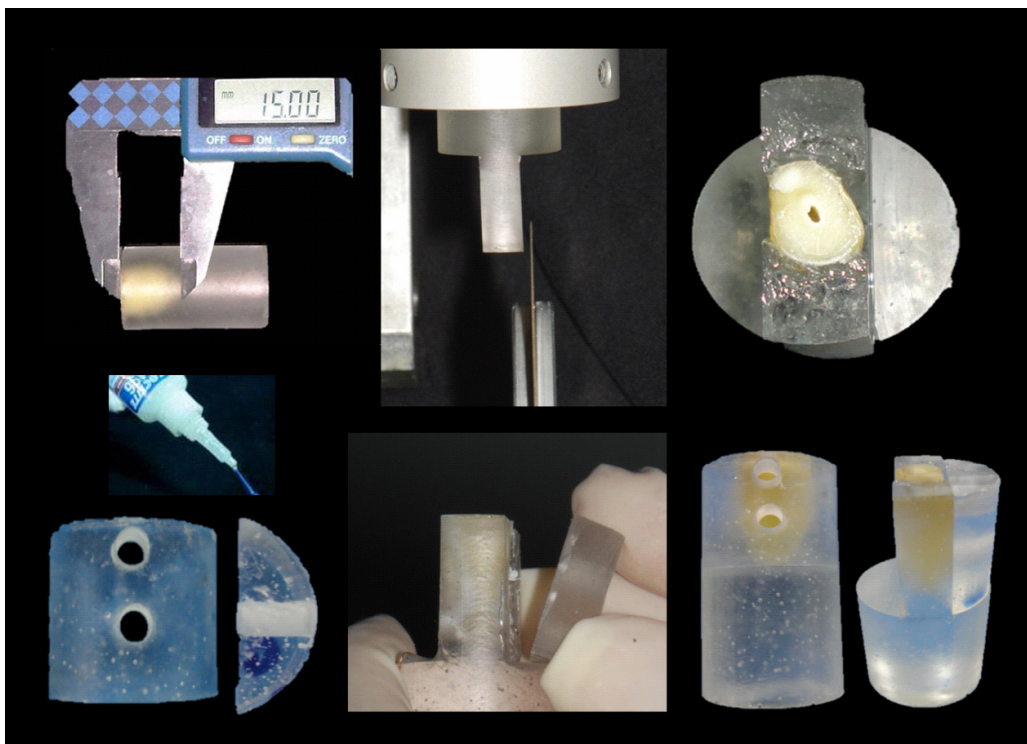


Figura 2. Seccionamento do cilindro para fixação de 2 extensômetros (face distal) e 2 termopares (face mesial).

4.4. Desenvolvimento de aparato para fixação do cilindro na bancada de trabalho

Para permitir a fixação do cilindro na bancada de trabalho de modo a facilitar a realização dos procedimentos laboratoriais (etapas de trabalho) da pesquisa, foi necessário o desenvolvimento de aparato em alumínio de formato retangular composto por: alça para contornar a bancada e parafuso para fixação na mesa; local para fixação do cilindro com o auxílio de parafuso de fixação lateral; e suporte confeccionado em teflon constituído de dois orifícios correspondentes as aberturas no cilindro para os termopares. O aparato foi fixado na bancada de trabalho e sobre este foi colocado e fixado o cilindro contendo a amostra com os extensômetros em posição e os termopares colocados no suporte de teflon e então introduzidos no cilindro a partir dos orifícios anteriormente confeccionados na meia-lua (do lado distal), entrando em contato com a parede radicular externa (Figura 3).

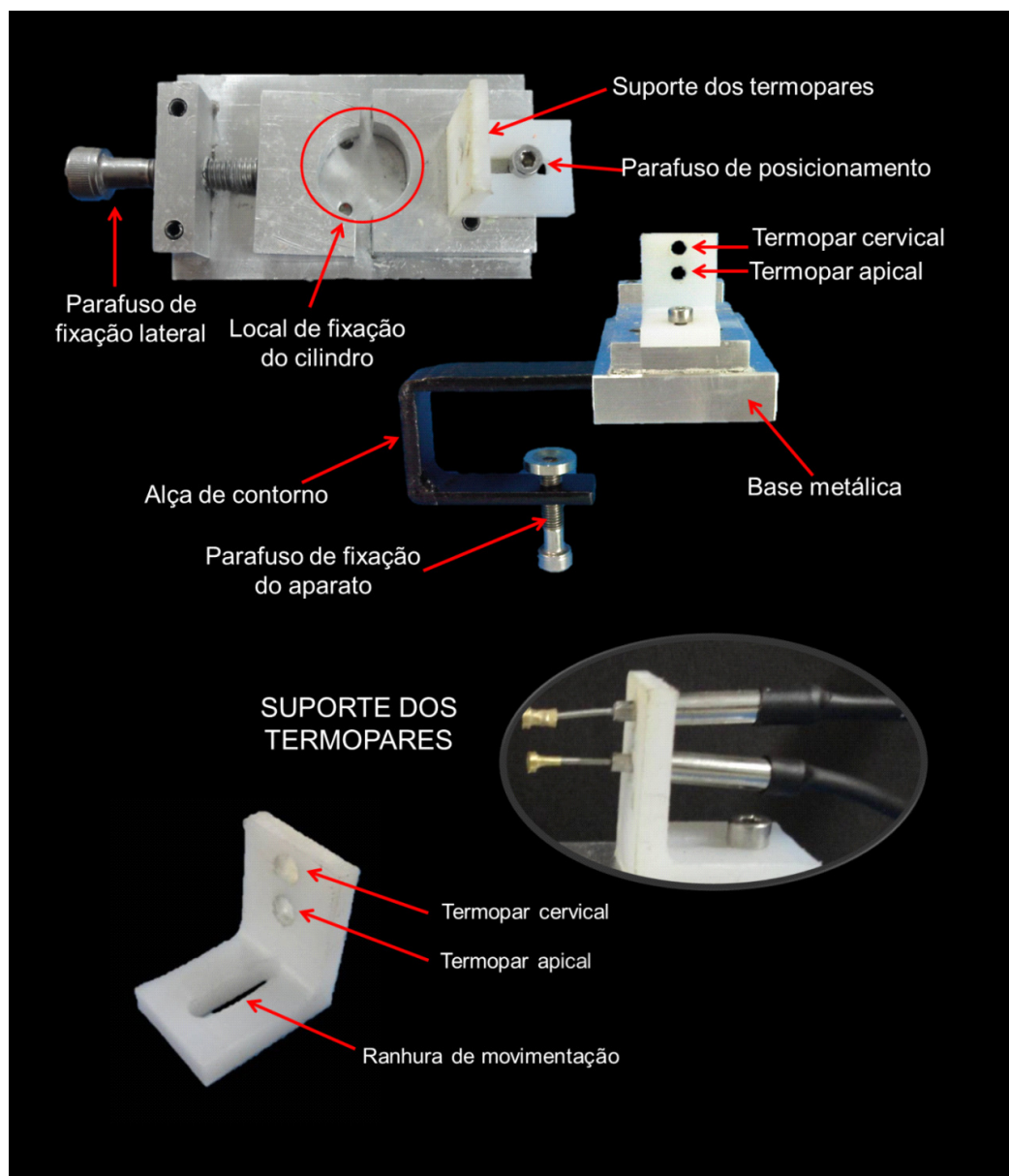


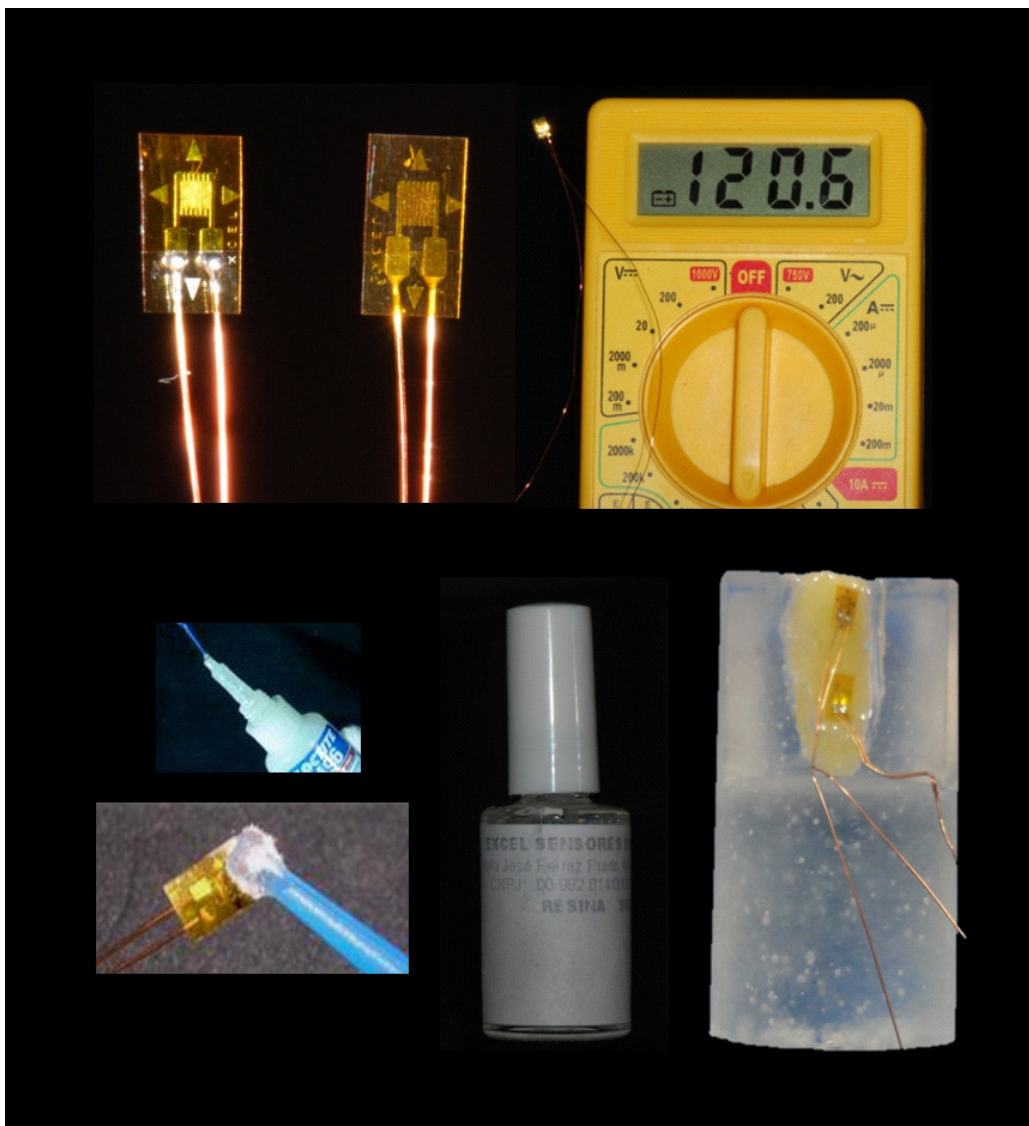
Figura 4. Colagem e proteção dos extensômetros

Os fios dos extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx Tecnologia, SP, Brasil), 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 **Figura 3.**
Aparato para fixação do cilindro e suporte dos termopares.

4.5. Ensaio mecânico de extensometria

O ensaio de extensometria foi realizado em todas as amostras de todos os grupos. Para cada amostra, dois extensômetros tipo PA-06-038AA-120LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,17 foram utilizados. Estes extensômetros apresentam como material de base poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com 1,1 mm², resistência elétrica de 120 Ω 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, Petrópolis, Brasil) na superfície externa da raiz durante 30s, lavagem com água e secagem com jatos de ar. Os extensômetros foram colados na dentina radicular, longitudinalmente na face proximal (mesial), sendo posicionados 02 mm abaixo do alvéolo coincidindo com o limite superior da janela do dispositivo de inclusão; e o outro a 10 mm abaixo do suporte ósseo, posição correspondente ao limite inferior do término do preparo do canal para o retentor intra-radicular. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil). Para proteger os extensômetros de possível contato com soluções irrigantes, e para evitar sua danificação, foram aplicadas 4 camadas de resina de silicone (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil), com um intervalo de 30 minutos entre as camadas permitindo a completa tomada de presa de cada uma, obtendo uma camada final de aproximadamente 3 mm de espessura (Figura 4).



de temperatura ambiente (Figura 7). Os valores de deformação foram obtidos individualmente para cada extensômetro durante cada etapa descrita a seguir, sendo obtidos dois valores de deformação por amostra (posição cervical e apical). O aquisitor de dados coletou 01 nível de micro deformação (μS) a cada 0,25 segundos. Para análise dos dados de deformação foi empregado análise de variância fatorial (2-Way ANOVA) e teste de Tukey para comparação dos tipos de retentores e região radicular e também análise de variância em fator único (1-Way ANOVA) e teste de Tukey para comparação entre as etapas do procedimento terapêutico. Todos os testes estatísticos foram realizados no nível de significância de ($\alpha=0,05$).

4.6. Ensaio de mensuração de alteração de temperatura

O ensaio para mensuração da variação de temperatura também constitui em uma metodologia não destrutiva, realizado com o mesmo equipamento do ensaio de extensometria - Placa de Aquisição de Dados (ADS0500IP, Lynx Tecnologia, SP, Brasil), mudando apenas o tipo de sensor. Para o efeito, foi desenvolvido um tipo de termopar em parceria com a empresa Alutal Siebeck Sensors, SP, Brasil e um aparato específico a fim de permitir o isolamento deste sensor sobre a amostra viabilizando deste modo a mensuração da temperatura sem interferência da temperatura ambiente, soluções irrigantes e materiais odontológicos que poderiam penetrar nas regiões de mensuração e consequentemente alterar os resultados da pesquisa (Figura 3).

O termopar desenvolvido é do tipo J (5TC-TT-J-40-36, Alutal Siebeck Sensors, SP, Brasil), constituído por duas ligas metálicas, uma de ferro (pólo positivo, extremidade branca) e a outra de constantan (Cu 55% + Ni 45%) (pólo negativo, extremidade vermelha), revestidas externamente por uma capa de borracha de cor preta; haste de aço inoxidável cuja ponta ativa é de formato circular com 03 mm de diâmetro e uma base de latão (Figura 5). O termopar tipo J tem capacidade de captar variações de temperatura em um intervalo de -20°C a 800°C, com precisão de 0,75% (Alutal Siebeck Sensores, SP, Brasil).

Dois termopares foram fixados do lado oposto aos extensômetros, nas mesmas posições (R1, 02 mm abaixo do alvéolo; e R2, 10 mm abaixo do suporte ósseo) (Figura 6).

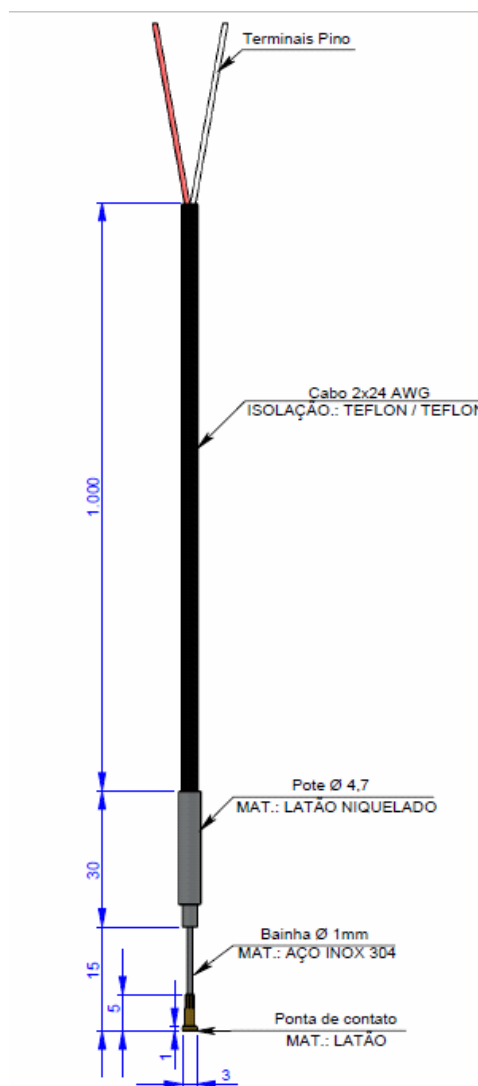


Figura 5. Desenho do termopar tipo J desenvolvido especificamente para mensuração da variação de temperatura na superfície externa da raiz.

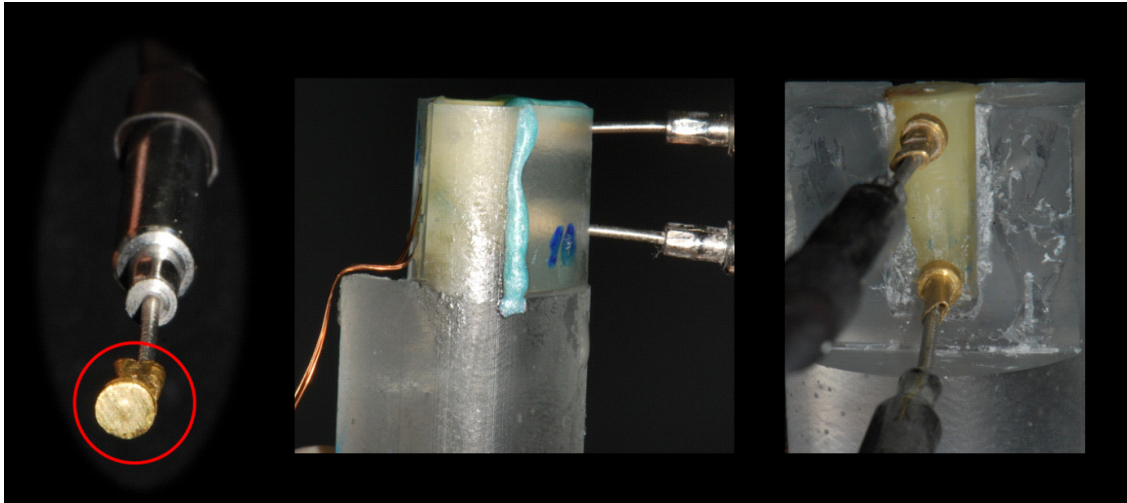


Figura 6. Ponta ativa do termopar tipo J desenvolvida especificamente para o estudo; Contato entre termopar tipo J e a amostra.

4.6.1. Mensuração da variação de temperatura na superfície externa da dentina radicular

4.6.1.1. Configuração da Placa de Aquisição de Dados (ADS0500IP, Lynx Tecnologia, SP, Brasil), para captação dos valores de temperatura.

Para a configuração dos canais, primeiramente foi obtida a tabela de temperatura fornecida pelo fabricante do termopar utilizado. Esta tabela serve para se efetuar o cálculo do *ganho real* através da seguinte fórmula:

Onde:

G_{ideal} – ganho ideal

$\mu_{saída}$ – tensão da placa ($\pm 10V$)

$\mu_{entrada}$ – tensão específica correspondente ao intervalo de temperatura esperado (retirada da tabela para o termopar tipo J, fornecida pelo fabricante)

Assim se obtém:

- Tensão de saída ($\mu_{saída}$) da placa $\pm 10V$;
- Intervalo de temperatura esperado: $25^{\circ}C$ a $\approx 300^{\circ}C$ (Lin M *et al.*, 2010);
- Tensão de entrada ($\mu_{entrada}$) correspondente a $300^{\circ}C$: $16,327\mu V$ (Tabela Termopar tipo J - Alutal Siebeck, SP, Brasil).

O ganho ideal indica o valor exato que deveria ser utilizado para determinado tipo de termopar sujeito a determinada variação de temperatura, que é estabelecida de acordo com a natureza de cada tipo de estudo. Porém a maior parte das vezes ele não é um valor inteiro ($612,5V$) e pode ainda não existir na memória de dados da placa. Portanto, após o seu cálculo deve-se selecionar o *ganho real* que é constitui valor existente na placa de aquisição de dados, mais próximo do ganho ideal. Para o presente estudo foi selecionado ganho real de $1000 V$, porque o valor de temperatura na tabela do termopar tipo J (Alutal Siebeck Sensors, SP, Brasil), correspondente ao ganho real de $600 V$ ($310^{\circ}C$) está fora do intervalo esperado. Por sua vez, o valor de temperatura equivalente ao ganho real $1000 V$ ($180,6^{\circ}C$) faz parte dos valores de temperatura esperados para este experimento. Os valores de temperatura correspondentes ao ganho real escolhido foram calculados a partir da relação entre a tensão de saída da placa e o valor do ganho real, como mostra a fórmula:

Para o G_{real} de $600 V$:

Valor de temperatura correspondente - 310°C (Tabela do termopar tipo J – Alutal, Siebeck, SP, Brasil).

Para o G_{real} de 1000 V:

Valore de temperatura correspondente – 180,6°C (Tabela do termopar tipo J – Alutal, Siebeck, SP, Brasil).

Seguidamente, foi realizada a escolha e configuração das leituras de dois canais, no software AqDados (Lynx, SP, Brasil), observando as instruções do fabricante. Desse modo, determinou-se os limites superior e inferior de temperatura cujos valores são correspondentes ao ganho real previamente selecionado. Tais valores foram retirados do relatório de calibração da placa de aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Os bornes dos canais foram posicionados de acordo com o painel de informações para configuração de canal para uso de termopar. Para completar a configuração, na janela entradas analógicas, na aba “*TIPO*” selecionou-se “*TPM J*” de modo que a placa de aquisição buscasse automaticamente a tabela de linearização do termopar escolhido. Para além da configuração dos canais para o uso dos termopares (02 canais independentes), selecionou-se adicionalmente 01 canal para servir de compensação para permitir uma variação mínima de temperatura inicial durante a execução dos experimentos. Este canal foi configurado como junta fria. A configuração consistiu na colocação dos limites de temperatura fornecidos no relatório de calibração da placa e também a configuração da aba “*TIPO*” selecionada como “*junta fria*”. Este canal serviu para compensar as perdas e ganhos de temperatura mantendo sempre a temperatura inicial do experimento num intervalo de $25 \pm 2^\circ\text{C}$.

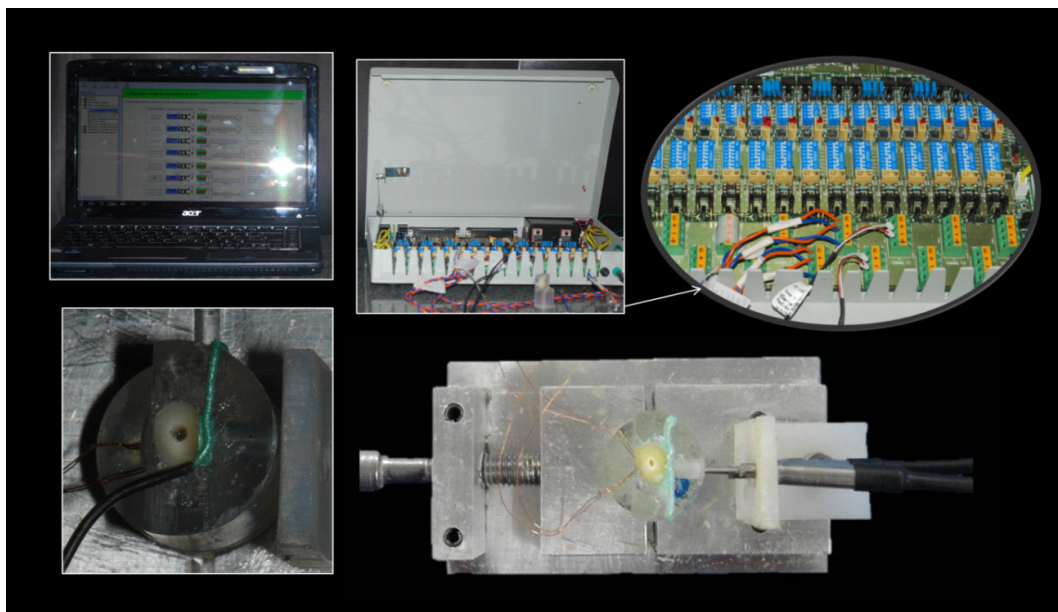


Figura 7. Equipamento utilizado para o teste de extensometria e mensuração da temperatura; colocação da barreira gengival; amostra posicionada para o experimento.

- **Etapas do procedimento terapêutico em análise**
- *Etapas 1: Instrumentação endodôntica*

A K-Flex #15 (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) foi introduzida no canal para detecção do comprimento de trabalho definido 1,0 mm aquém do forame apical. Todos os canais foram instrumentados com o sistema rotatório ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil), seguindo a sequência para canais amplos preconizada pelo fabricante: SX, S1, S2, F1, F2 e F3 usadas no comprimento de trabalho para definir o preparo no terço cervical e médio do canal, seguidas das limas F4 e F5 para definir o preparo do terço apical. Acoplado ao sistema rotatório de limas, utilizou-se o motor X-Smart (Dentsply Maillefer, Petrópolis, Brasil), desenvolvido para sistemas de instrumentação rotatória, com controlador de velocidade e torque, sob velocidade de 350 rpm e torque de 2,6 N/cm em todas as limas. Acoplado a este aparelho teve contra-

ângulo (Dentsply Maillefer, Petrópolis, Brasil) para o uso das limas. A lima SX possui comprimento de 19 mm e as restantes limas (S1, S2, F1, F2, F3, F4 e F5) possuem 21 mm. Todas as limas são formadas por liga de níquel-titânio (56% Ni – 44% Ti), eletro-polidas, usinadas, com uma secção triangular convexa e com conicidades múltiplas na mesma lima. O mandril possui 13 mm de comprimento e cada lima apresenta um stop de silicone ajustado ao comprimento de trabalho. Durante a instrumentação, cada canal foi irrigado com 2,0 ml de solução de gluconato de clorexidina a 0,12% (Biopharma, Uberlândia, Brasil) no intervalo entre as limas.

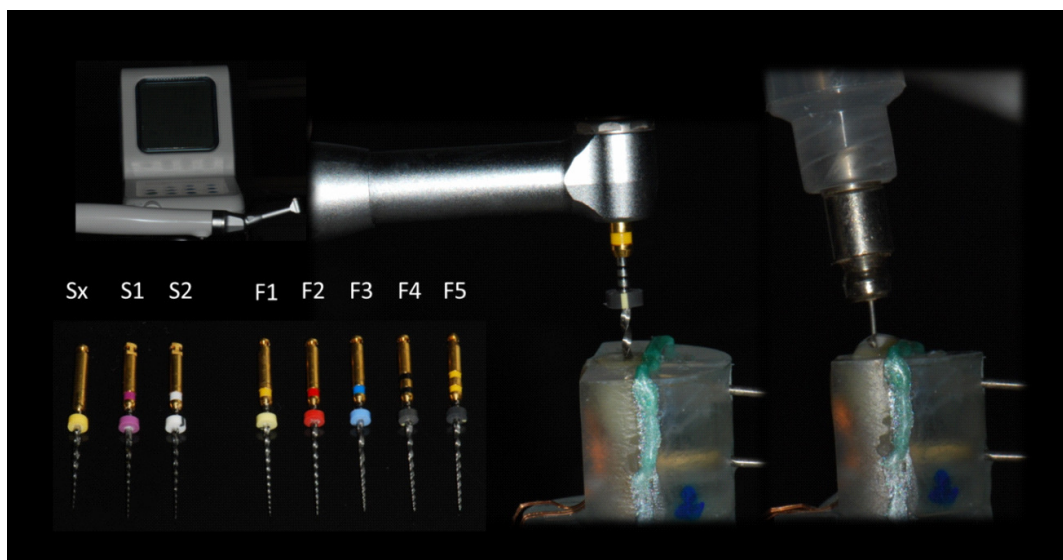


Figura 8. Instrumentação com Sistema Rotatório ProTaper Universal.

- *Etapa 2: Irrigação final e secagem*

Após completa instrumentação os dentes foram irrigados novamente com 10 ml de solução de gluconato de clorexidina a 0,12% (Biopharma, Uberlândia, Brasil) como irrigação final e secos com pontas de papel absorvente (Tanariman Industrial, Manacapuru, AM, Brasil) .

Para auxiliar nos procedimentos onde foi necessário o uso de soluções irrigadoras, foi utilizada micro bomba a vácuo aspiradora (Nevoni, NSR Indústria, Comércio e Representações Ltda, Barueri, SP, Brasil – Ref.: 5005-AZ) e um suctor metálico acionados mecanicamente permitindo que todas as áreas de trabalho incluindo o dispositivo de fixação das amostras permanecessem sempre limpos e secos.

- *Etapas 3: Obturação*

Todos os dentes foram secos com pontas de papel absorvente (Tanariman Industrial, Manacapuru, AM, Brasil). Para obturação do canal foi empregado cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil). O cimento foi manipulado na proporção pó/líquido de 2:1 em placa de vidro em temperatura ambiente e inserido no canal por meio de lima K-flex #10 (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) até o limite de 2 mm do comprimento de trabalho. Os canais foram obturados com cones de guta-percha Protaper Universal F5 cônicos de 28 mm de comprimento (Dentsply Maillefer, Petrópolis, Brasil), correspondentes à última lima utilizada na etapa de instrumentação, coincidindo com o preparo apical do canal. O cone foi provado antes da colocação do cimento, checando a capacidade de travamento apical. Após o cimento ter sido inserido, o cone principal foi levado até o comprimento de trabalho, condensado lateralmente para o real ajuste e travamento apical e o espaço remanescente foi obturado com cones de guta percha acessórios (Injecta Produtos Odontológicos, Diedema, SP, Brasil). Os excessos foram removidos com instrumento aquecido ao rubro.



Figura 9. Irrigação, secagem e obturação do canal radicular.

- *Etapa 4: Alívio imediato*

O alívio dos canais radiculares foi realizado imediatamente após a obturação (Prado *et al.*, 2006), com calcadores de Paiva aquecidos ao rubro na extensão de 10 mm da raiz (Santos-Filho *et al.*, 2008), empregando como referência um limitador de penetração de borracha, possibilitando desta forma remanescente obturador de 7,0 mm (Figura 10).

- *Etapa 5: Preparo do espaço para retentor*

Foram utilizadas brocas cônicas calibradas n°.2 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) para o preparo do conduto para o pino de fibra de vidro Exacto translúcido n°.2 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) com 1,6 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento, assim como para o preparo do núcleo metálico fundido na profundidade correspondente aos 07 mm de alívio. Para o preparo do pino metálico pré-fabricado Europost 5317 (Anthogyr, Sallanches, France, distribuída no Brasil por Injecta Produtos Odontológicos, Diedema, SP, Brasil), com 1,5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, foi utilizada broca Peeso n°. 4. Todos os preparos foram realizados sob irrigação constante com água destilada (Figura 10).

- *Etapas 6: Moldagem para NMF*

Para a confecção dos núcleos metálicos fundidos foi empregada metodologia descrita por (Santos Filho et al., 2007). Foi realizada a moldagem do canal radicular com o auxílio de pino de policarbonato (Pinjet Ângelus, Londrina, PR, Brasil) e resina acrílica (Duralay, Dental Dantas, Uberlândia, Brasil). O canal radicular foi isolado com aplicação de duas camadas de isolante hidrossolúvel, e por meio da técnica de Nylon, a resina acrílica foi inserida no conduto radicular até o preenchimento total do canal. O pino de policarbonato foi inserido no canal e aguardado o período de mudança de fase da resina acrílica. Após a polimerização inicial o padrão foi removido e reinsertado no canal, até a sua completa polimerização. 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 laboratório do Curso Técnico em Prótese Dentária da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Após ajuste final, os núcleos foram jateados com partículas de óxido de alumínio 50 µm, por 10 segundos com 2 bars de pressão, a distância de 1 cm, e então lavados com spray ar-água por 60 segundos (Figura 10).

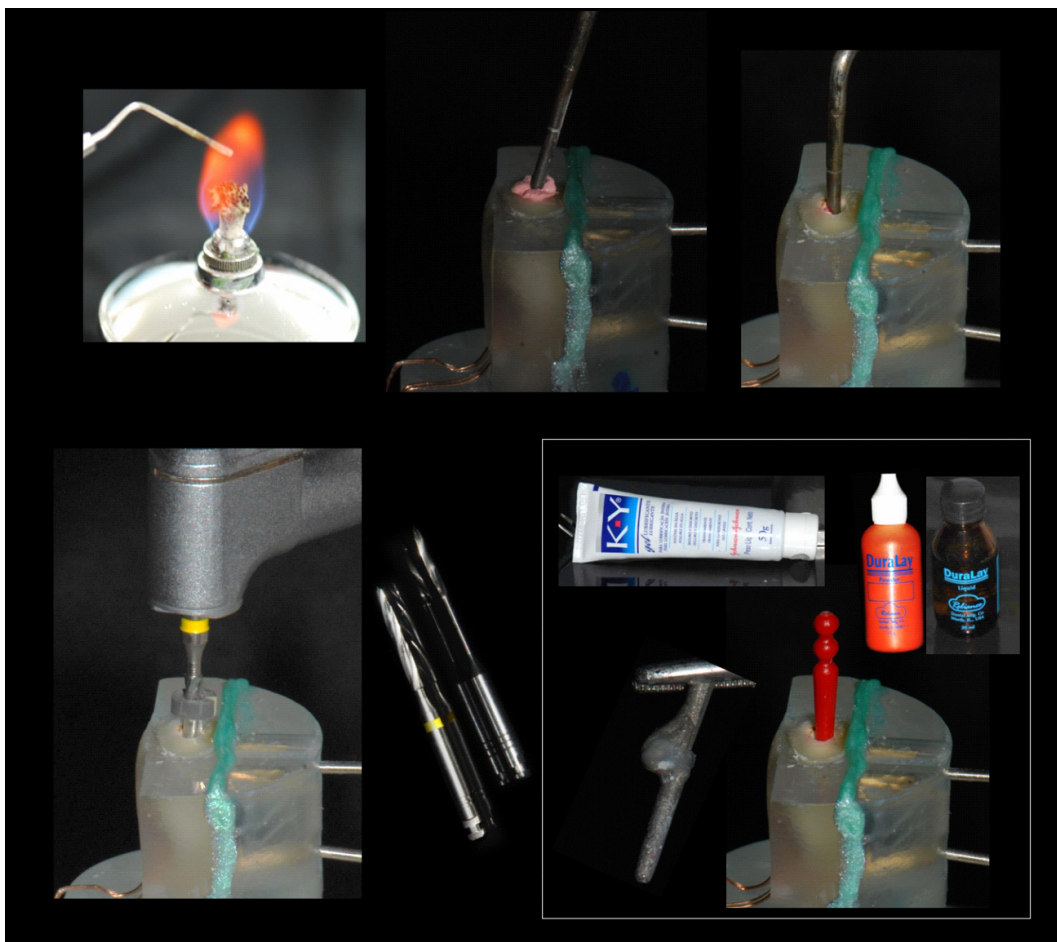


Figura 10. Alívio imediato; Preparo do espaço para retentor; Moldagem para Núcleo moldado e fundido; Núcleo moldado e fundido.

- *Etapa 7: Prova dos retentores*

Todos os retentores foram previamente colocados no interior do canal radicular a fim de verificar a sua total adaptação no espaço preparo (Figura 11).

- *Etapa 8: Cimentação adesiva*

Os canais radiculares foram irrigados com água destilada e secos com pontas de papel absorvente (Tanariman Industrial, Manacapuru, AM, Brasil). O

pino pré-fabricado reforçado com fibra de vidro e o núcleo metálico fundido foram cimentados de forma passiva no canal radicular. Por sua vez, o pino pré-fabricado metálico teve sua cimentação realizada de forma ativa, por meio do rosqueamento com chave quadrangular adaptada na porção superior do retentor. Desta forma, foram realizados movimentos no sentido horário até o travamento do pino no interior do conduto. Todos os retentores intra-radulares foram cimentados com cimento resinoso autoadesivo universal (RelyX U-Cem, 3M ESPE), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, inserido no interior do canal e aplicado na superfície do pino.

- Fotoativação do cimento

Após 5 minutos de polimerização química, a fotoativação foi realizada com fonte de luz halógena Optilux 501, com intensidade de luz 850-1000 mW/cm² (Kerr Corporation, Orange, USA), por 40 segundos nas faces incisal, vestibular e lingual, totalizando 120 segundos por amostra. Após completa fotoativação foram aguardados 2 minutos, o ensaio foi finalizado e as amostras armazenadas em água destilada a 37°C (Figura 11).

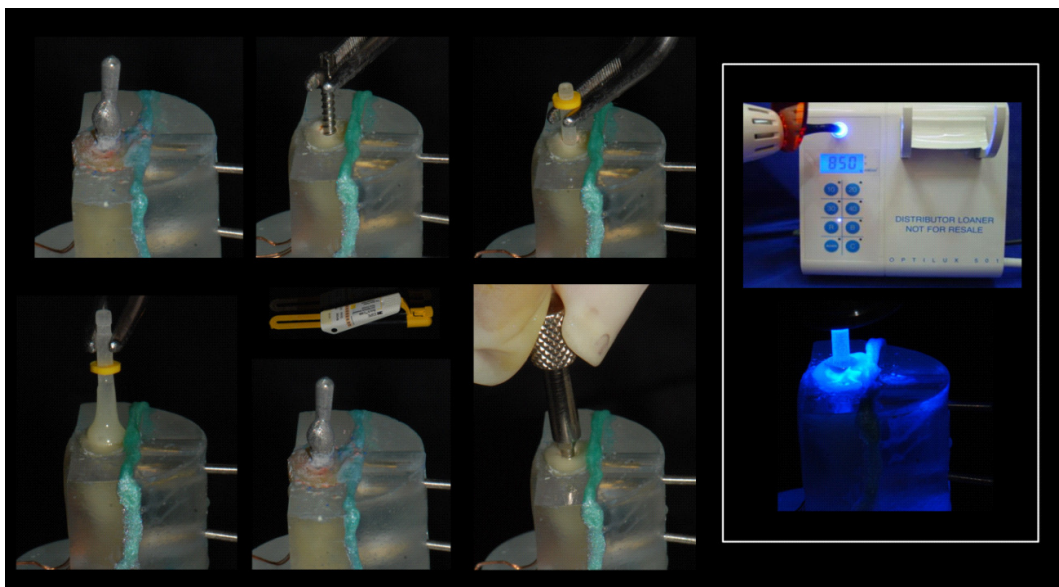


Figura 11. Prova dos retentores, cimentação adesiva e fotoativação do cimento.

Durante a realização de todas as etapas, a deformação e a temperatura na superfície externa da raiz estavam sendo monitoradas em duas regiões das faces mesial e distal. Deste modo obtiveram-se valores de deformação e temperatura.

Uma assistente foi indispensável para auxiliar na manipulação dos materiais odontológicos necessários para a realização dos procedimentos e para cronometrar cada tratamento executado permitindo a definição do tempo de trabalho de cada uma das etapas em cada amostra. Um único operador realizou todas as etapas experimentais deste estudo.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Valores de deformação

A média da deformação radicular para as etapas do procedimento terapêutico, tipo de retentor intra-radicular e região radicular estão apresentados na Tabela I. A análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa para o tipo de retentor, região radicular e também para interação destes dois fatores na instrumentação do canal, irrigação final e alívio imediato do canal radicular (valores de p na Tabela I).

Para a etapa obturação, a análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa para o tipo de retentor ($p = 0.268$) e também para a interação entre tipo de retentor e região radicular ($p = 0.143$). Diferença estatisticamente significativa foi encontrada ao para o fator região radicular ($p = 0.004$). Sendo a deformação significativamente maior na região cervical em relação à região apical para todos os tipos de retentores intra-radulares.

Para o preparo do espaço para o retentor, a análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa para tipo de retentor ($p = 0.187$) e também para a interação entre tipo de retentor e região radicular ($p = 0.904$). Diferença estatística foi encontrada ao longo da superfície radicular ($p = 0.009$). Sendo a deformação significativamente maior na região apical em relação à região cervical para todos os tipos de retentores intra-radulares.

Para a prova e cimentação do retentor, e fotoativação do cimento resinoso a análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa relativamente à região radicular ($p = 0.732$, $p = 0.525$ e $p = 0.896$, respectivamente). Diferença significativa foi encontrada para o tipo de retentor ($p < 0.001$, $p = 0.006$ and $p = 0.010$, respectivamente). Em todas as etapas do procedimento terapêutico o núcleo moldado e fundido produziu deformação

radicular significativamente menor em relação aos outros tipos de retentores. O retentor pré-fabricado metálico produziu valores de deformação significativamente maiores do que o retentor de fibra de vidro em ambas as regiões radiculares.

Tabela I. Médias de deformação máxima (em μS e Desvio padrão) e resultados do teste Tukey test ($n = 7$) em função da região radicular, etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radiculares.

Etapas do procedimento terapêutico	Tipo de retentor intra-radicular	Deformação máxima μS (DP)		Valores de p
		Cervical	Apical	
Instrumentação endodôntica	PFV	67,6 (22,5) ^{Aa}	116,7 (45,8) ^{Ab}	$P, P = 0,903$
	NMF	76,9 (20,9) ^{Aa}	113,8 (24,3) ^{Ab}	$R, P < 0,001$
	MET	70,7 (24,0) ^{Aa}	109,6 (25,9) ^{Ab}	$P \times R, P = 0,855$
Irrigação final e secagem	PFV	63,5 (19,2) ^{Aa}	64,3 (16,1) ^{Aa}	$P, P = 0,628$
	NMF	76,6 (47,9) ^{Aa}	75,9 (35,1) ^{Aa}	$R, P = 0,694$
	MET	63,9 (15,9) ^{Aa}	73,1 (24,0) ^{Aa}	$P \times R, P = 0,923$
Obturação	PFV	153,1 (68,8) ^{Ab}	77,1 (12,7) ^{Aa}	$P, P = 0,268$
	NMF	103,4 (20,9) ^{Ab}	78,8 (34,2) ^{Aa}	$R, P = 0,004$
	MET	102,9 (41,3) ^{Ab}	85,7 (27,8) ^{Aa}	$P \times R, P = 0,143$
Alívio imediato	PFV	208,8 (92,6) ^{Aa}	243,6 (131,0) ^{Aa}	$P, P = 0,757$
	NMF	215,5 (97,6) ^{Aa}	217,5 (97,6) ^{Aa}	$R, P = 0,670$
	MET	198,2 (96,6) ^{Aa}	200,0 (32,5) ^{Aa}	$P \times R, P = 0,875$
Preparo do espaço para retentor	PFV	276,7 (120,3) ^{Aa}	473,9 (267,5) ^{Ab}	$P, P = 0,187$
	NMF	272,9 (124,3) ^{Aa}	438,1 (254,5) ^{Ab}	$R, P = 0,009$
	MET	182,0 (61,8) ^{Aa}	313,0 (154,8) ^{Ab}	$P \times R, P = 0,904$
Moldagem do NMF	PFV	-	-	
	NMF	371,8 (299,8) ^a	462,4 (298,7) ^a	$R, P = 0,694$

	MET	-	-	
Prova do retentor	PFV	146,7 (48,3) ^{Ba}	201,0 (76,9) ^{Ba}	P, $P < 0,001$
	NMF	47,5 (39,0) ^{Aa}	36,1 (16,0) ^{Aa}	R, $P = 0,421$
	MET	281,0 (166,8) ^{Ca}	330,0 (196,3) ^{Ca}	P x R, $P = 0,732$
Cimentação do retentor	PFV	167,9 (80,2) ^{Ba}	245,4 (169,9) ^{Ba}	P, $P = 0,006$
	NMF	106,1 (43,2) ^{Aa}	72,1 (33,3) ^{Aa}	R, $P = 0,535$
	MET	290,4 (88,0) ^{Ca}	269,0 (192,2) ^{Ca}	P x R, $P = 0,525$
Fotoativação do cimento	PFV	233,4 (105,4) ^{Ba}	225,9 (129,6) ^{Ba}	P, $P = 0,010$
	NMF	130,2 (60,4) ^{Aa}	80,1 (21,4) ^{Aa}	R, $P = 0,778$
	MET	314,2 (257,3) ^{Ca}	325,4 (249,8) ^{Ca}	P x R, $P = 0,896$

Diferentes letras maiúsculas nas colunas verticais indicam diferenças estatisticamente significantes; diferentes letras minúsculas nas linhas horizontais indicam diferenças estatisticamente significantes; Teste Tukey ($P < 0,05$).

A comparação da deformação radicular para cada tipo de retentor em função da região radicular, cervical e apical, está ilustrada nas Figuras 12 e 13, respectivamente.

A análise de variância em fator único (1-way Anova) revelou diferença significativa entre os grupos estudados ($p < 0,001$).

5.1.1. Região cervical

Para o retentor de fibra de vidro, a instrumentação e a irrigação final resultaram em deformação significativamente menor em relação ao alívio, preparo do espaço para o retentor, cimentação do retentor e fotoativação do cimento resinoso.

Para o núcleo moldado e fundido, a prova do retentor resultou em deformação significativamente menor em relação à obturação, alívio, preparo do espaço para o retentor, cimentação do retentor e fotoativação do cimento

resinoso. Adicionalmente, a etapa do preparo do espaço para o retentor resultou maiores valores de deformação em relação à obturação e a cimentação do retentor.

Para o retentor metálico pré-fabricado, a instrumentação e a irrigação final resultaram em deformação significativamente menor em relação à obturação, alívio, preparo do espaço para o retentor, cimentação do retentor e fotoativação do cimento resinoso.

5.1.2. Região apical

Para o pino de fibra de vidro a instrumentação e a irrigação final resultaram em deformação significativamente menor em relação alívio, preparo do espaço para o retentor, prova e cimentação do retentor e fotoativação do cimento resinoso. Adicionalmente, a etapa do preparo do espaço para o retentor resultou menores valores de deformação em relação a todos os outros procedimentos.

Para o núcleo moldado e fundido, as etapas de irrigação final, obturação, prova e cimentação do retentor e fotoativação do cimento resinoso resultaram em deformação significativamente menor em relação ao alívio do conduto, preparo do espaço moldagem do retentor.

Adicionalmente o preparo do espaço resultou em deformação significativamente maior em relação aos demais procedimentos. Para o retentor metálico pré-fabricado, a instrumentação e a irrigação resultaram em valores de deformação significativamente menores em relação ao alívio, preparo do espaço, prova e cimentação do retentor e fotoativação do cimento resinoso.

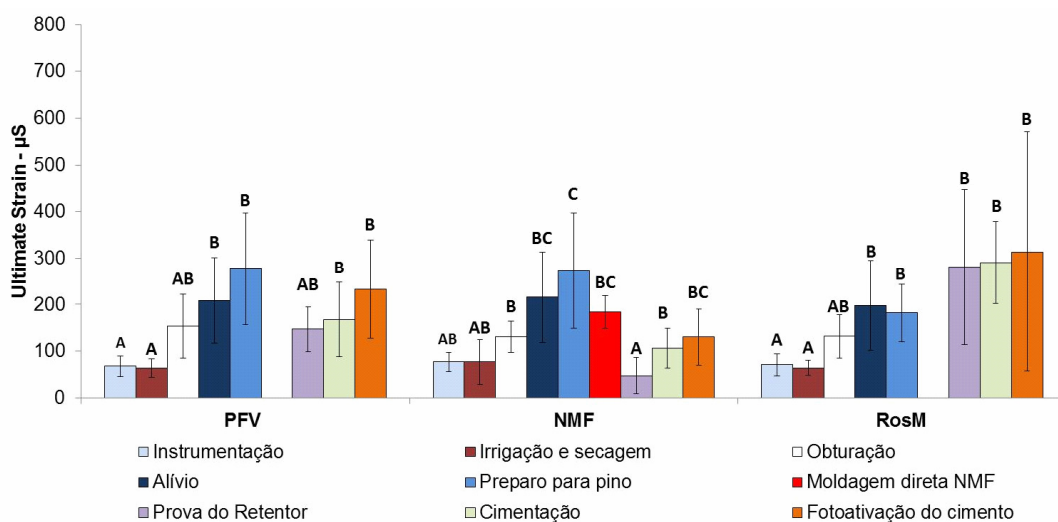


Figura 12. Deformação (μS) na região cervical em função das etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radulares.

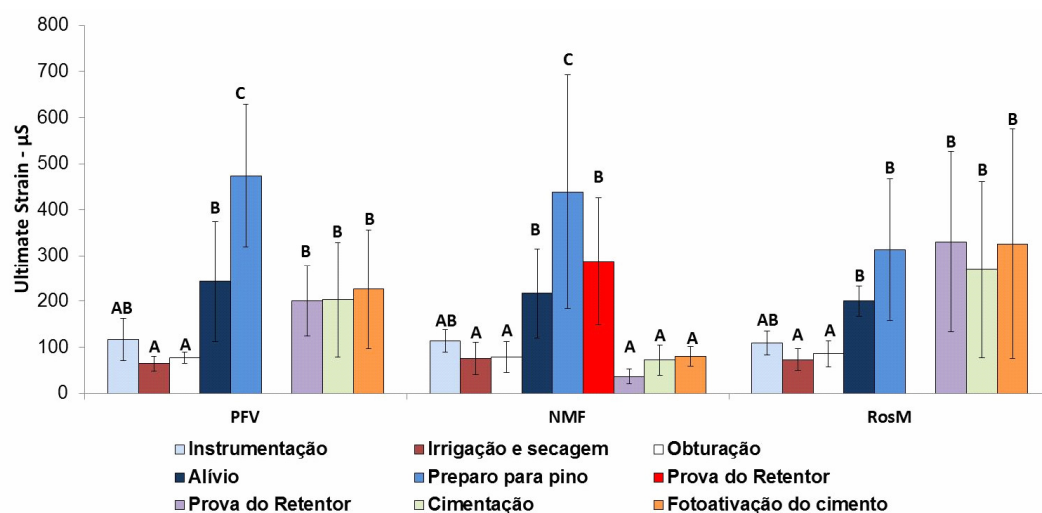


Figura 13. Deformação (μS) na região cervical em função das etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radulares.

5.2. Valores do aumento da temperatura

A média e o aumento da temperatura em graus Celsius (°C) (média e desvio padrão) para todos os procedimentos avaliados envolvendo as etapas do tratamento endodôntico e da reabilitação com diferentes retentores intra-radiculares variando região radicular (cervical e apical) e o tipo de retentor intra-radicular (PFV, NMF e MET) estão apresentados na Tabela II.

A análise de variância não indicou diferença estatisticamente significativa para o tipo de retentor e região radicular. Igualmente para a interação entre o tipo de retentor e região radicular na maioria dos procedimentos avaliados (instrumentação, obturação, preparo do espaço para o retentor, prova e cimentação do retentor – valores de *P* na Tabela II).

Na etapa alívio do canal, a análise de variância não indicou diferença estatisticamente significativa para o tipo de retentor ($p = 0.368$) a também para a interação entre o tipo de retentor e a região radicular ($p = 0.718$). Diferença significativa foi encontrada entre a região radicular ($p < 0.001$). O aumento da temperatura foi significativamente maior na região cervical em relação à região apical para todos os tipos de retentores intra-radiculares.

Para a fotoativação do cimento resino, durante a cimentação do retentor, a análise de variância não encontrou diferença estatisticamente significativa no tipo de retentor ($p = 0.388$) e também na interação entre o tipo de retentor e região radicular ($p = 0.250$). Diferença significativa foi encontrada ao longo da região radicular ($p < 0.001$). O aumento da temperatura foi significativamente maior na região cervical em relação à região apical para todos os tipos de retentores intra-radiculares.

Tabela II. Médias da variação de temperatura (em °C e Desvio padrão) e resultados do teste Tukey test (n = 7) em função da região radicular, etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radiculares.

Etapas do procedimento terapêutico	Tipo de retentor	Cervical		Apical		Valores de p
		Média (SD)	Intervalo	Média (SD)	Intervalo	
Instrumentação	PFV	1,1 (0,5) ^{Aa}	0,5 – 1,9	1,6 (0,6) ^{Aa}	1,0 – 2,4	P, P = 0,730
	NMF	1,6 (0,4) ^{Aa}	1,0 – 2,4	1,1 (0,4) ^{Aa}	0,6 – 1,6	R, P = 0,255
	MET	1,2 (0,5) ^{Aa}	0,5 – 2,0	1,5 (0,5) ^{Aa}	0,8 – 2,1	P x R, P = 0,160
Irrigação final e secagem	PFV	0,1 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,3	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,4	P, P = 0,097
	NMF	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,1 – 0,4	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,1 – 0,5	R, P = 0,219
	MET	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,5	0,3 (0,1) ^{Aa}	0,1 – 0,5	P x R, P = 0,981
Obturação	PFV	1,1 (0,6) ^{Aa}	0,1 – 2,4	0,8 (0,4) ^{Aa}	0,2 – 1,4	P, P = 0,744
	NMF	1,2 (0,4) ^{Aa}	0,5 – 1,9	1,1 (0,4) ^{Aa}	0,5 – 1,8	R, P = 242
	MET	1,2 (0,5) ^{Aa}	0,2 – 1,7	1,0 (0,4) ^{Aa}	0,7 – 1,8	P x R, P = 0,902
Alívio imediato	PFV	5,5 (1,1) ^{Ab}	3,8 – 7,4	3,7 (0,9) ^{Aa}	2,7 – 5,5	P, P = 0,368
	NMF	5,2 (1,1) ^{Ab}	3,0 – 7,4	3,2 (0,7) ^{Aa}	2,3 – 4,4	R, P < 0,001
	MET	5,7 (1,7) ^{Ab}	2,6 – 7,8	2,8 (0,8) ^{Aa}	1,9 – 4,4	P x R, P = 0,718
Preparo do espaço para retentor	PFV	7,9 (3,6) ^{Aa}	4,1 – 14,7	8,2 (3,6) ^{Aa}	4,2 – 13,2	P, P = 0,569
	NMF	8,1 (1,4) ^{Aa}	6,2 – 10,8	7,7 (1,1) ^{Aa}	5,9 – 9,3	R, P = 0,921
	MET	7,2 (1,6) ^{Aa}	5,4 – 9,2	7,0 (2,3) ^{Aa}	4,0 – 10,6	P x R, P = 0,943
Moldagem do NMF	PFV	-	-	-	-	
	NMF	1,8 (0,5)	1,2 – 2,3	1,6 (0,3)	1,2 – 2,3	R, P = 0,876
	MET	-	-	-	-	
Prova do	PFV	0,2 (0,2) ^{Aa}	0,0 – 0,4	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,3	P, P = 0,088

retentor	NMF	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,1 – 0,4	0,2 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,4	R, $P = 0,976$
	MET	0,3 (0,2) ^{Aa}	0,1 – 0,6	0,3 (0,1) ^{Aa}	0,1 – 0,4	P x R, $P = 0,771$
	PFV	0,3 (0,1) ^{Aa}	0,0 – 0,5	0,3 (0,2) ^{Aa}	0,0 – 0,3	P, $P = 0,103$
Cimentação do retentor	NMF	0,4 (0,2) ^{Aa}	0,1 – 0,9	0,4 (0,3) ^{Aa}	0,1 – 0,9	R, $P = 0,827$
	MET	0,5 (0,3) ^{Aa}	0,1 – 0,9	0,4 (0,2) ^{Aa}	0,1 – 0,7	P x R, $P = 0,611$
	PFV	3,5 (0,9) ^{Ab}	2,0 – 5,0	0,9 (0,2) ^{Aa}	0,6 – 1,3	P, $P = 0,388$
Fotopolimerização do cimento	NMF	2,6 (1,5) ^{Ab}	0,5 – 4,8	1,2 (0,1) ^{Aa}	1,1 – 1,4	R, $P < 0,001$
	MET	2,9 (1,3) ^{Ab}	2,1 – 5,5	1,4 (0,5) ^{Aa}	0,7 – 1,9	P x R, $P = 0,250$

Diferentes letras maiúsculas nas colunas verticais indicam diferenças estatisticamente significantes; diferentes letras minúsculas nas linhas horizontais indicam diferenças estatisticamente significantes; Teste Tukey ($P < .05$).

A comparação do aumento da temperatura em cada grupo, em função da região radicular, cervical e apical, está ilustrada nas Figuras 14 e 15, respectivamente. A análise de variância 1-way ANOVA revelou diferença significativa ao longo dos grupos ($p < 0,001$).

5.2.1. Região cervical

A prova e a cimentação do retentor resultaram em aumento de temperatura significativamente menor em relação a todos os outros procedimentos realizados. A instrumentação e a condensação lateral do canal radicular resultaram em aumento de temperatura significativamente menor em relação à fotoativação do cimento resinoso. O alívio do canal e o preparo do espaço para o retentor produziu aumento de temperatura significativamente maior em relação a todos os outros procedimentos.

5.2.2. Região apical

A irrigação final, a prova e a cimentação do retentor resultaram em alteração de temperatura significativamente menor em relação aos demais procedimentos. A instrumentação, a condensação lateral e a fotoativação do

cimento resinoso resultaram em aumento de temperatura significativamente menor em relação ao alívio do canal e preparo do espaço para o retentor, que causaram aumento de temperatura significativamente maior em relação aos outros procedimentos.

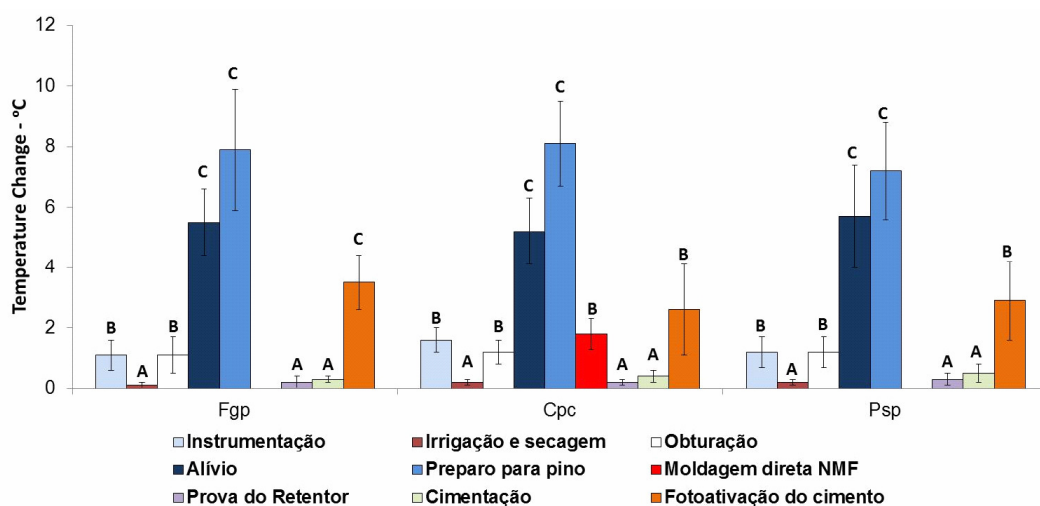


Figura 14. Variação de temperatura (°C) na região cervical em função das etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radiculares.

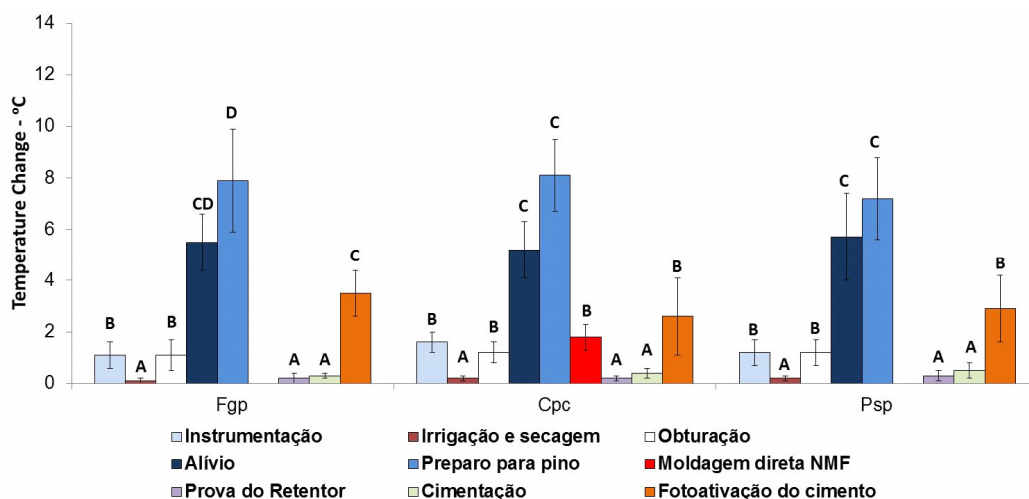


Figura 15. Variação de temperatura (°C) na região apical em função das etapas do procedimento terapêutico e tipos de retentores intra-radiculares.

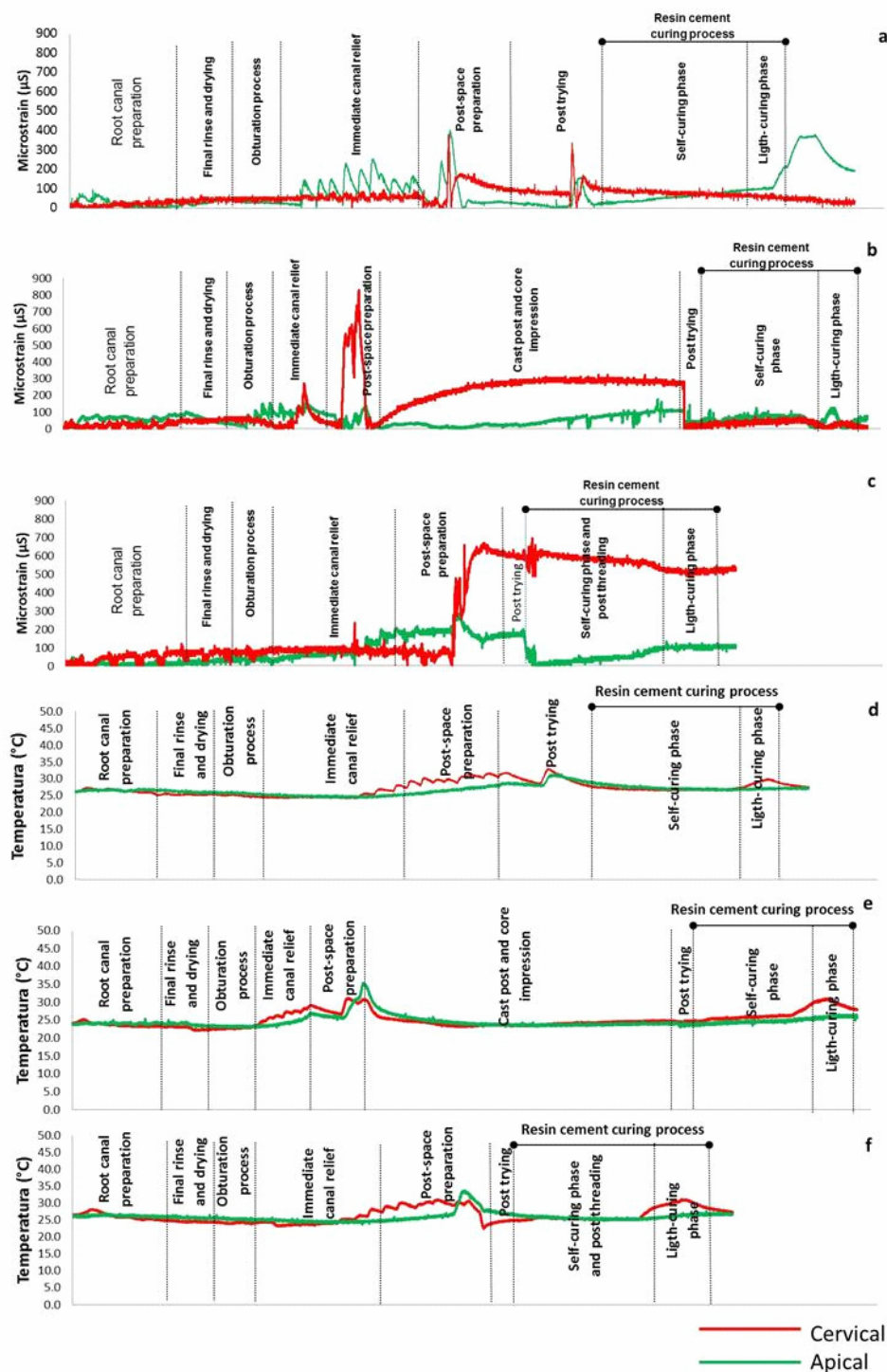


Figura 16. Curvas típicas para os grupos experimentais. (a) Curvas da deformação de amostra representativa do grupo PFV, (b) curvas da deformação de amostra representativa do grupo NMF, (c) curvas da deformação de amostra

representativa do grupo MET, (d) curvas da variação de temperatura de amostra representativa do grupo PFV, (e) curvas da variação de temperatura de amostra representativa do grupo NMF, (f) curvas da variação de temperatura de amostra representativa do grupo MET.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Os procedimentos terapêuticos foram realizados por um único operador previamente calibrado, eliminando este fator como interferência para os resultados. Cada etapa do procedimento terapêutico foi cronometrada por uma assistente, permitindo a posterior identificação do início e término de cada etapa avaliada o que permitiu a elaboração de tabelas e gráficos devidamente separados por etapas, tipo de retentor e região radicular.

A análise dos efeitos termo-mecânicos gerados pelas etapas do tratamento endodôntico e reabilitação com diferentes retentores intra-radiculares é muito complexa, especialmente quando os dados de deformação e variação de temperatura necessitam ser coletados durante a realização de cada etapa terapêutica, em tempo real e de forma sequencial. Metodologias não destrutivas como a extensometria e utilização de termopares na superfície externa radicular mostraram ser efetivas para a quantificação dos valores de deformação e variação de temperatura geradas durante todo o processo reabilitador de dentes que necessitam de tratamento endodôntico e reabilitação com retentores intra-radiculares.

Os termopares funcionam a partir de princípio de efeito termoelétrico, que resulta em corrente elétrica quando dois metais distintos são unidos e submetidos a mudanças de temperatura. Possuem precisão de 0,5% (Nicholas & White 1994). Sua principal limitação é que cada termopar poderá mensurar valores de temperatura correspondentes à área em que se encontra em contato. Por isso, a área de contato é um fator importante quando se pretende medir temperatura, quanto maior a superfície de contato entre o sensor e a área a ser avaliada, maior será a precisão de medição (Mc Cullagh *et al.*, 2000). O termopar utilizado nesta pesquisa, tipo J (5TC-TT-J-40-36, Alutal Siebeck, São Paulo, SP, Brasil), com 3,0 mm de diâmetro da ponta ativa e uma extensão que permitiu a sustentação e fixação deste sensor em contato com a superfície radicular em duas regiões distintas, foi especificamente desenvolvido para este estudo a fim de

promover área de contato maior e permitir que os valores de variação de temperatura fossem coletados em tempo real de forma ininterrupta durante a realização de todos os procedimentos terapêuticos. Este desenvolvimento de produto deve ser destacado como aspecto inovador desta pesquisa. A partir deste estudo o mercado nacional disponibiliza a baixo custo termopares que podem ser utilizados em diversas outras aplicações na odontologia.

A variação de temperatura gerada durante os procedimentos de reabilitação de dentes pode ser um fator desencadeante de reabsorção radicular interna ou externa, pela ativação dos odontoclastos células devido a danos térmicos causando destruição das células do ligamento periodontal (Patel *et al.*, 2010). Ainda neste contexto, pode-se esperar reabsorção óssea desencadeada pela desnaturação da fosfatase alcalina pelo aumento da expressão do fator ativador (RANKL/OPG) de receptor de membrana celular de pré-osteoclastos (RANK) que ao diferenciarem em osteoclastos perpetuam o processo de osteoclastogênese (Raggatt *et al.*, 2011). Foi reportado na literatura que a condutividade térmica da dentina humana é de $2,29 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$, isto é, um cubo de dentina de 10,0 mm irá conduzir 0,00229 calorias por segundo em cada lado quando as superfícies opostas dessa amostra diferirem em 1 °C (Lisant & Zander 1950). A difusão térmica caracteriza-se pela habilidade do calor se difundir por um material (Brown *et al.*, 1970). O esmalte possui maior capacidade de conduzir calor do que a dentina, sendo assim, a dentina é um material pobre na condução do calor, porém ainda não foi provado que ela é um bom isolante térmico.

O uso de soluções irrigantes é muito importante na quantidade de calor gerado durante procedimentos reabilitadores principalmente quando há produção de fricção e atrito sobre as paredes do dente. O uso de soluções irrigantes resulta em decréscimo da temperatura no interior da câmara pulpar em diferentes tipos de dentes (Kodonas *et al.*, 2009). A variação de temperatura produzida pela instrumentação do canal radicular através de sistema rotatório ProTaper Universal, seguida de irrigação resultou em valores não significantes. Outro fator que pode

justificar esta baixa variação de temperatura nesta etapa é a velocidade relativamente baixa que é usada para este tipo de instrumentação.

Na etapa alívio imediato, realizado com calcadores de Paiva aquecidos ao rubro e o preparo do espaço feito por brocas preconizadas pelos fabricantes dos retentores mostraram ser os procedimentos mais críticos. Apesar de não ter sido encontrado aumento de temperatura significativo para tipo de retentor, valores significativamente maiores foram ocorreram na região cervical no alívio do canal e um pico máximo de 7,8°C foi alcançado. Este valor encontra-se abaixo da temperatura crítica (10°C), a partir da qual dano pode ser gerado aos tecidos periodontais de suporte (Eriksson & Albrektsson 1983). O aumento significativo da temperatura na região cervical da raiz pode ser explicado pelo maior tamanho dos instrumentos para remoção inicial de guta-percha na porção cervical do canal radicular onde ocorre um maior contato entre os instrumentos e as paredes de dentina no interior da raiz. Adicionalmente, todos os instrumentos utilizados para o alívio do terço médio e apical entrarão em contato com a dentina cervical no momento de sua introdução no canal radicular.

O preparo do espaço para o retentor resultou em intervalo de aumento de temperatura acima do valor crítico de 10°C (4,0 a 14,7°C) entre os tipos de retentores. O tipo de broca, a força aplicada pelo operador, a fricção causada pelo contato entre a broca e as paredes do canal radicular são fatores que influenciam na quantidade de calor que é gerada durante esta etapa de reabilitação (Eriksson & Albrektsson 1983; Saunders & Saunders 1989; Tjan & Abbate 1993). De ressaltar que este procedimento terapêutico foi realizado sob irrigação constante com água destilada. Mesmo assim, foram alcançados valores de temperatura capazes de danificar de forma irreversível as estruturas de suporte adjacentes. Este achado indica que na ausência de solução irrigante valores mais elevados de calor podem ser produzidos. Portanto, os clínicos devem tomar precauções durante o preparo do espaço para o retentor, escolhendo adequadamente o tamanho do retentor e minimizando o tempo de trabalho evitando danos biológicos.

Durante a prova e a cimentação dos retentores intra-radiculares, antes da fotoativação do cimento não foi verificado aumento de temperatura significativo. Entretanto, quando o cimento foi fotoativado pela unidade de luz halógena a temperatura aumentou significativamente na região cervical. Isto é devido a maior proximidade da região cervical em relação à região apical com a unidade fotopolimerizadora. Adequada polimerização do cimento faz-se necessária para melhor desempenho clínico da reabilitação. A fase polimerização química do cimento resinoso, como o RelyX U100 utilizado neste estudo, não é suficiente para determinar adequado grau de polimerização e adequada resistência de união na interface retentor/cimento/dentina (Soares *et al.*, 2011). Portanto, o uso de fotopolimerizadores de alta intensidade torna-se necessário para alcançar áreas mais profundas do cimento resinoso. O fotopolimerizador utilizado neste estudo possui uma intensidade de luz de aproximadamente 850 mW/cm². Isto também pode explicar os valores de temperatura alcançados neste estudo. Entretanto, o aumento de temperatura alcançado durante a fotoativação não excedeu o valor crítico de 10°C e não sendo suficiente para causar danos aos tecidos periodontais de suporte.

Quando forças são aplicadas a determinada estrutura, tensões e deformações são geradas no interior dessa estrutura, porém se essas tensões se tornam excessivas e excede o limite elástico falhas estruturais podem ocorrer (Soares *et al.*, 2008). Em situações como a do presente estudo, a combinações de metodologias fornece os meios para a análise do caminho do processo de falha. Várias metodologias são utilizadas para avaliar a deformação, tal como a extensometria. Este método é adequado para mensurar a deformação pelo emprego de extensômetros fixados à externa na superfície radicular (Sakaguchi *et al.*, 1991) estudos prévios utilizaram extensômetros para analisar a influência do tratamento endodôntico (Reeh *et al.*, 1989) e diferentes tipos de retentores intra-radiculares (Santos-Filho *et al.*, 2008; Santana *et al.*, 2011). Para o presente estudo, foi necessária particular atenção na proteção dos extensômetros para prevenir danos nesses sensores durante o experimento. No estudo piloto, verificou-se que ao entrar em contato com solução de hipoclorito de sódio a 1% o

registro dos dados ficava comprometido, uma vez que a grelha dos extensômetros se desestruturava inviabilizando a mensuração da deformação. Nesse contexto, foi utilizada uma camada de 2,0 mm de espessura de resina de silicone (Excel Sensores, São Paulo, SP, Brasil) para cobrir e proteger os extensômetros.

Os valores de deformação obtidos gerados durante a instrumentação do canal radicular foram significativamente maiores na região apical possivelmente pelo uso das limas F4 e F5 (ponta de tamanho 40 e 50 respectivamente), que são utilizadas no preparo do terço apical, onde a espessura de dentina e o diâmetro do canal radicular são menores, o que torna o extensômetro mais sensível na detecção de alterações de forma. Alguns autores relataram que a instrumentação do canal radicular isoladamente enfraquece significativamente a raiz (Adorno *et al.*, 2009) e pode gerar defeitos na dentina radicular como trincas e até mesmo fraturas (Shemesh *et al.*, 2009). A concentração de tensões decorrentes da instrumentação, a extensão do alargamento dos canais e irregularidades ao longo da superfície interna da dentina radicular induzidas clinicamente durante o preparo biomecânico do canal pode originar fratura vertical radicular (Sathorn *et al.*, 2005).

Durante a obturação do canal associada a condensação lateral da guta-percha requer o uso de força considerável para se alcançar inserção inicial profunda do espaçador (Schidt *et al.*, 2000). Este fator pode explicar os valores de deformação significativamente elevados na região cervical. O uso de espaçador digital tamanho B e C e os movimentos realizados pelo operador durante a condensação lateral levou a maior contato e por maior tempo dos instrumentos com as paredes cervicais da dentina. Meister *et al.*, (1980) reportou que 85% das fraturas verticais radiculares foram causadas por forças excessivas durante a compactação lateral da guta-percha.

Por meio de extensômetros fixados na porção coronária da raiz, a obturação seguida do preparo do espeço para retentor e respectiva cimentação resultou em valores de deformação relativamente altos (Obermayr, 1991). Todavia, a deformação na região apical não foi mensurada impossibilitando a comparação entre as regiões. Neste estudo, os valores de deformação obtidos na

etapa de preparo do espaço para retentor, a região apical mostrou valores significativamente maiores em relação à região cervical. A conicidade natural do canal radicular implica automaticamente em maior fricção das brocas utilizadas nesta etapa com as paredes da dentina. Adicionalmente a espessura da dentina radicular é menor na região apical em relação à região cervical contribuindo para os maiores valores encontrados na região apical.

Os resultados deste estudo revelaram relação de proporcionalidade direta entre a variação de temperatura e a quantidade de deformação gerada numa mesma etapa terapêutica. Maiores quantidades de calor foram acompanhadas de maiores valores de deformação. Linsuwanont *et al.*, (2007), investigando a relação entre a distribuição de calor e a deformação durante e após aplicação de estímulo térmico utilizados nos testes de vitalidade pulpar, na superfície vestibular do esmalte através do método de elementos finitos encontraram que com a aplicação de qualquer estímulo térmico ocorre rapidamente deformação na superfície de dentina próxima a câmara pulpar. O estímulo quente gerou expansão da dentina e o frio contração. Neste estudo, os baixos valores de deformação encontrados durante a instrumentação, irrigação final e secagem foram devido ao uso de soluções irrigantes prevenindo maior aumento de temperatura.

Outro procedimento que mostrou valores baixos de deformação foi a fase de polimerização química do cimento resinoso nos grupos do núcleo moldado e fundido e pino de fibra de vidro, onde a inserção do retentor foi realizada passivamente no interior do canal radicular. Por outro lado, o pino pré-fabricado metálico foi inserido ativamente, rosqueado no interior do canal radicular. Neste grupo, na etapa preparo do espaço para o retentor verificou-se que a broca preconizada pelo fabricante é menor em relação ao tamanho do pino, para que durante o rosqueamento o pino penetrasse no interior da dentina, conseqüentemente há acúmulo de tensões na região de rosca gerando tensões residuais (Santos-Filho *et al.* 2008).

Durante a fotoativação do cimento resinoso, os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa ao longo dos tipos de retentor. Os valores de deformação encontrados nesta última etapa terapêutica podem ser devidos ao acúmulo de deformações geradas durante todas as etapas anteriores associados a deformação gerada pela contração de polimerização do cimento resinoso (Jogsma *et al.*, 2011). Outro fator que pode explicar os valores de deformação alcançados na fotoativação do cimento resinoso é o calor gerado pela luz da fonte polimerizadora (Jogsma *et al.*, 2011). Apenas para o grupo do núcleo moldado e fundido, o acúmulo de deformação residual não foi visualizado devido à interrupção da captação dos valores de deformação durante a fase laboratorial de fundição do núcleo. A cimentação deste retentor foi realizada em posterior coleta de deformação e variação de temperatura. Este fator não pôde ser controlado devido à necessidade de mais de uma sessão para a reabilitação de dentes com o núcleo metálico fundido, devido à fase laboratorial. Porém, analisando os dois outros grupos de retentores (pino de fibra de vidro e metálico pré-fabricado), parece haver tendência de acúmulo de deformações geradas em cada etapa do procedimento terapêutico reabilitador desde a instrumentação até a cimentação dos retentores.

Para o futuro seria interessante o desenvolvimento de mais pesquisas envolvendo a avaliação concomitante da deformação e da temperatura para maior previsibilidade de falha mecânica e dano biológico. Metodologias mais abrangentes envolvendo a análise integral de toda a estrutura dentária como o método de elementos finitos ou a termografia infravermelha. Análises a nível microscópico poderão ser realizadas a fim de avaliar defeitos microestruturais na dentina radicular; avaliação celular para prever a viabilidade das células do ligamento periodontal e osso alveolar com vista a minimizar insucesso da reabilitação endodôntica e reabilitação com retentores intra-radiculares.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, as seguintes conclusões podem ser traçadas:

- A maioria dos procedimentos avaliados geraram valores baixos de deformação e aumento da temperatura nas regiões cervical e apical, exceto a obturação, alívio imediato, preparo do espaço para retentor e fotoativação do cimento resinoso.
- O pino metálico pré-fabricado resultou em valores elevados de deformação durante a prova e a cimentação do retentor.
- O núcleo moldado e fundido gerou menor deformação durante a prova e a cimentação do retentor.
- O preparo do espaço para o retentor é um procedimento crítico e precauções devem ser tomadas para evitar danos aos tecidos de suporte adjacentes.

REFERÊNCIAS

7. REFERÊNCIAS

- Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. **Dent Mater.** 2005;21(9):794-803.
- Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.** 2002;87:431–37.
- Adorno CG, Yoshioka T, Suda H The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. **J Endod.** 2009;35:389–92.
- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1994;71(6):565-7.
- Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H Ankylosis of teeth following thermal injury. **J Periodont Res.** 1971;6:159-67.
- Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. **J Prosthet Dent.** 2005;94(4):321-29.
- Azevedo PC et al. Efeitos da instrumentação e da condensação lateral na infiltração apical em canais radiculares obturados pela técnica clássica. **Rev. Bras. Odont.** 1987;44(4):18-24.
- Barbizam JV, Fariniuk LF, Marchesan MA, Pecora JD, Sousa-Neto MD. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. **J Endod.** 2002;28(5):365-66.
- Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent.** 2006; 31, 47-54.

- Barkhordar RA, Goodis HE, Watanabe L, Koumdjian J. Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. **Quintessence Int.** 1990;21(7):585-8.
- Behrend GD, Cutler CW, Gutmann JL. An in-vitro study of smear layer removal and microbial leakage along root-canal fillings. *Int Endod J.* 1996;29(2):99-107.
- Beatty RG, Baker PS, Haddix J, Hart F. The efficacy of four root canal obturation techniques in preventing apical dye penetration. **J Am Dent Assoc.** 1989;119(5):633-7.
- Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009 Feb;35(2):236-8.
- Biffi JC, Rodrigues HH. Ultrasound in endodontics: a quantitative and histological assessment using human teeth. **Endod Dent Traumatol.** 1989;5(1):55-62.
- Bourgeois RS, Lemon RR. Dowel space preparation and apical leakage. **J Endod.** 1981;7(2):66-69.
- Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR Thermal properties of teeth. **J Dent Res.** 1970; 49, 752–55.
- Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. **J Dent Res.** 1972; 51:461–67.
- Camp LR, Todd MJ. The effect of dowel preparation on the apical seal of three common obturation techniques. **J Prosthet Dent.** 1983;50(5):664-6.
- Christensen GJ. Post concepts are changing. **J Am Dent Assoc.** 2004;135(9):1308-10.

- De Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **J Endod.** 2011;37:398-402.
- Dickey DJ, Harris GZ, Lemon RR, Luebke RG. Effect of post space preparation on apical seal using solvent techniques and Peeso reamers. **J Endod.** 1982;8(8):351-4.
- Dulaimi SF, Wali Al-Hashimi MK A comparison of spreader penetration depth and load required during lateral condensation in teeth prepared using various root canal preparation techniques. **Int Endod J.** 2005;38:510-15.
- Elayouti A, Chu AL, Kimionis I, Klein C, Weiger R, Löst C. Efficacy of rotary instruments with greater taper in preparing oval root canals. **Int Endod J.** 2008;41(12):1088-92.
- Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D Thermal injury to bone: a vita-microscopic description of heat effects. **Int J Oral Surg.** 1982;11:115-21.
- Eriksson AR, Albrektsson T Temperature threshold levels for heat-induced bone injury: a vital microscopic study in the rabbit. **J Prosthet Dent.** 1983;50:101-07.
- Ersöz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J Oral Rehabil.** 2000;27(9):769-73.
- Ewart A, Saunders WP. Investigation into the apical leakage of root-filled teeth prepared for a post crown. **Int Endod J.** 1990;23(5):239-44.
- Floren JW, Weller RN, Pashley DH, Kimbrough WF. Changes in root surface temperatures with in vitro use of the system B HeatSource. **J Endod.** 1999;25(9):593-5.
- Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** 2004;20(4):322-9.

- Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Rafaele O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M The adhesion between fibre post and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **Eur J Oral Sci.** 2004;112:353-61.
- Haddix JE, Mattison GD, Shulman CA, Pink FE. Post preparation techniques and their effect on the apical seal. **J Prosthet Dent.** 1990;64(5):515-9.
- Hiltner RS, Kulild JC, Weller RN. Effect of mechanical versus thermal removal of gutta-percha on the quality of the apical seal following post space preparation. **J Endod.** 1992;18(9):451-4.
- Horan BB, Tordik PA, Imamura G, Goodell GG Effect of dentin thickness on root surface temperature of teeth undergoing ultrasonic removal of posts. **J Endod.** 2008;34:453-5.
- Hulsmann M, Gressmann G, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. **Int Endod J.** 2003 May;36(5):358-66.
- Huttula A, Tordik P, Imamura G, Eichmiller F, McClanahan S The effect of ultrasonic post instrumentation on root surface temperature. **J Endod.** 2006;32:1085-87.
- 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.
- Jongsma LA, Jager Ir N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ Reduced contraction stress formation obtained by a two-step cementation procedures for fiber posts. **Dent Mater J.** 2011;27:670-76.

- Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G Bond strength between root dentin and three glass-fibre post system. **J Prosthet Dent.** 2006;96:41-46.
- Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, et al. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. **Int Endod J.** 2009;42:593–602.
- Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. **J Endod.** 2010;36:1195–99.
- Kodonas K, Gogos C, Tziafas D Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. **Int Endod J.** 2009;42:247-52.
- Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. **Dent Mater J.** 1990;6:5-9.
- Kwan EH, Harrington GW. The effect of immediate post preparation on apical seal. **J Endod.** 1981;7(7):325-9.
- Lee FS, Van Cura JE, BeGole E. A comparison of root surface temperatures using different obturation heat sources. **J Endod.** 1998;24(9):617-20.
- Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. **Dent Mater.** 2010;26(6):501-13.
- Linsuwanont P, Palamara JE, Messer HH Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing. **Int Endod J.** 2007;41:204-10.
- Lipski M. Root surface temperature rises in vitro during root canal obturation using hybrid and microseal techniques. **J Endod.** 2005;31(4):297-300.

- Lipski M. In vitro infrared thermographic assessment of root surface temperatures generated by high-temperature thermoplasticized injectable gutta-percha obturation technique. **J Endod.** 2006;32(5):438-41.
- Lisanti VF, Zander HA. Thermal conductivity of dentin. **J Dent Res.** 1950;29:493–97.
- Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. **J Dent Res.** 1978;57:571–82.
- Malone KH 3rd, Donnelly JC. An in vitro evaluation of coronal microleakage in obturated root canals without coronal restorations. **J Endod.** 1997;23(1):35-8.
- Machado MEL, Sapia LAB, Cai S, Martins GHR, Nabeshima CK Comparison of Two Rotary Systems in Root Canal Preparation Regarding Disinfection. **J Endod.** 2010;36:1238-40.
- Madison S, Zakariasen KL. Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for posts. **J Endod.** 1984 Sep;10(9):422-7.
- Maniglia CAG, Biffi JCG. Avaliação do volume do canal radicular após as instrumentações manual e ultrassônica. **REV ASSOC PAUL CIR DENT.** 1995;49(4):291-4.
- Matthews LS, Hirsch C Temperature measured in human cortical bone when drilling. **J Bone Joint Surg.** 1972;54:297-308.
- Mahran AH, AboEl-Fotouh MM. Comparison of effects of ProTaper, HeroShaper, and Gates Glidden Burs on cervical dentin thickness and root canal volume by using multislice computed tomography. **J Endod.** 2008;34(10):1219-22.
- Meister F, Lommel TJ, Gerstein H Diagnosis and possible cause of vertical root fractures. **Oral Surg, Oral Med Oral Pathol.** 1980;49:243–53.

- Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LRM, Soares CJ Influence of endodontic sealer on fibreglass post bond strength to root dentin. **Int Endod J.** 2008; 41:476-84.
- Meng SN, MEng LP, Taschieri S, MEng FM. A comparative computational analysis of the mechanical behavior of two nickel titanium rotary endodontic instruments. **J Endod.** 2010;36:1380–84.
- Metzger Z, Abramovitz R, Abramovitz L, Tagger M. Correlation between remaining length of root canal fillings after immediate post space preparation and coronal leakage. **J Endod.** 2000;26(12):724-8.
- Minesaki Y, Muroya M, Higashi R, Shinohara N, Jimi T, Fujii K, Inoue K. A method for determining of thermal diffusivity of human teeth. **Dent Mater J.** 1983;2(2):204-9.
- Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent.** 1980;43:419-22.
- Mc Cullagh JJP, Setchell DJ, Gulabivala K, Hussey DL, Biogioni P, Lamey PJ, Bailey G A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during continuous wave condensation thechnique. **Int Endod J.** 2000;33:326-32.
- Nicholas JV, White DR An introduction to temperature measurement and calibration. Traceble Temperatures. Chichester, **Englan UK: W Sons.** 1994:239-70.
- Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.** 2003;89(4):360-7.

- Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. **J Prosthet Dent.** 1991;66:181-87.
- Ozgur Er, Yaman SD, Hasan M. Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2007;104:277-86.
- Patel S, Ricucci D, Durak C, Tay F Internal Resorption: A review. **J Endod.** 2010;36:1107-21.
- Portell FR, Bernier WE, Lorton L, Peters DD. The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. **J Endod.** 1982 Apr;8(4):154-60.
- Prado CJ, Estrela C, Panzeri H, Biffi JC. Permeability of remaining endodontic obturation after post preparation. **Gen Dent.** 2006;54(1):41-3.
- Raggatt LJ, Partridge NC Cellular and molecular mechanisms of bone remodelling. **J Biol Chem.** 2010;285:25103-8.
- Raiden GC, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. **Endod Dent Traumatol.** 1994;10(3):109-12.
- Ratih DN, Palamara JEA, Messer HH Temperature change, dentinal fluid flow and cuspal displacement during resin composite restoration. **J Oral Rehabil.** 2007;34:693-701.
- Reeh ES, Messer HH, Douglas WH Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15:512-6.
- Rundquist BD, Versluis A How does canal taper affect root stress? **Int Endod J.** 2006;39:226-37.

- Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater J.** 1991;7:186-90.
- Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. **J Endod.** 2005;31(4):288-92.
- Sauk JJ, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman MJ Expression of heat stress protein by human periodontal ligament cells . **J Oral Pathol.** 1988;17:496-99.
- Saunders EM, Saunders WP The heat generated on the external root surface during post space preparation. **Int Endod J.** 1989;22:169-73.
- Santana FR, Castro CG, Simamoto-Júnior PC, Soares PV, Quagliatto PS, Estrela C, Soares CJ Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth. **Int Endod J.** 2011;44:386-94.
- 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;41:493-501.
- Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. **Braz Dent J.** 2011;22:230-37.
- Soares CJ, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Magalhães D, Martins LR Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. **J Prosthodont.** 2009;18:36-42.
- Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **Int Endod J.** 2011; 13. *In press.*

- Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod.** 2007;**33**:603-06
- Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhães D, Versluis A The influence of cavity design and glass fibre posts on biomechanical behaviour of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008;**34**:1015-9.
- Suchina JA, Ludington JR Jr. Dowel space preparation and the apical seal. **J Endod.** 1985;**11**(1):11-7.
- Shemesh H, Bier CAS, Wu M-K, et al. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. **Int Endod J.** 2009;**42**:208–13.
- Schmidt KJ, Walker TL, Johnson JD Comparison of nickel-titanium and stainless-steel spreader penetration accessory cone fit in curved canals. **J Endod.** 2000;**26**: 42-44.
- Schnell FJ. Effect of immediate dowel space preparation on the apical seal of endodontically filled teeth. **Oral Surg, Oral Med Oral Pathol.** 1978;**45**(3):470-4.
- Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod.** 2004;**30**(5):289-301.
- Taylor JK, Jeanson BG, Lemon RR. Coronal leakage: effects of smear layer, obturation technique, and sealer. **J Endod.** 1997;**23**(8):508-12.
- Torabinejad M, Skobe Z, Trombly PL, Krakow AA, Grøn P, Marlin J. Scanning electron microscopic study of root canal obturation using thermoplasticized gutta-percha. **J Endod.** 1978;**4**(8):245-50.

- Tjan, AHL, Abatte MF Temperature rise at root surface during post-space preparation. **J Prosthet Dent.** 1993;69:41-45.
- Ulusoy N, Denli N, Atakul F, Nayyar A Thermal response to multiple use of a twist drill. **J Prosthet Dent.** 1992;67:450-53.
- Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Leakage of AH26 and Ketac-Endo used with injected warm gutta-percha. **J Endod.** 1997;23(5):331-6.
- Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. **J Endod.** 2011;37(6):758-63.
- Zhang L, Zhou X, Wang Q et al. Effect of heat stress on the expression levels of receptor activator of NF- κ B ligand and osteoprotegerin in human periodontal ligament cells. **Int Endod J.** 2011. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2011.01949.x
- Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. **J Endod.** 1980;6(8):687-90.

ANEXOS



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ 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) 3239-4531/4173; e-mail: cep@propp.ufu.br;
www.comissoes.propp.ufu.br

ANÁLISE FINAL Nº. 013/09 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO
CEP/UFU 376/08

Projeto Pesquisa: Análise bioacadêmica de retentores intra-radulares.

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: Maio de 2010

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, 26 de janeiro de 09.

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 requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel de o 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 o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma.

