

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIA DA SAÚDE

Influência do uso e tipo de pino intra radicular no nível de estresse cervical de incisivos centrais submetidos à fadiga. Um estudo in vitro.

LUÍS ANTÔNIO FELIPPE

**Dissertação apresentada
ao programa de Pós-Graduação
em Odontologia, opção Dentística,
do Departamento de
Estomatologia do Centro de
Ciências da Saúde – Universidade
Federal de Santa Catarina, como
parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em
Dentística – área de concentração
- Dentística.**

ORIENTADOR: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

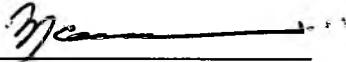
Florianópolis – SC
Novembro de 2001

AUTOR: LUÍS ANTÔNIO FELIPPE

TÍTULO: Influência do uso e tipo de pino intra radicular no nível de estresse cervical de incisivos centrais submetidos à fadiga. Um estudo in vitro.

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Dentística, área de concentração Dentística, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde.

Florianópolis, Novembro de 2001

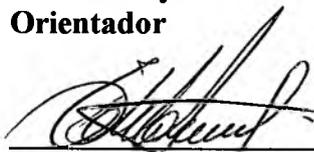


**Professor Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Curso de Pós Graduação em Odontologia**

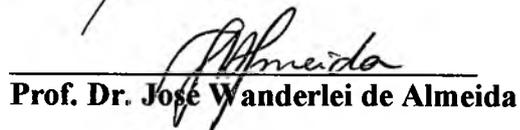
Banca examinadora



**Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Orientador**



Prof. Dr. Elito Araújo



Prof. Dr. José Wanderlei de Almeida

AGRADECIMENTOS

Durante os dois anos do curso de mestrado, eu recebi ajuda de diversas pessoas que não poderiam ser esquecidas. Este auxílio veio em forma de conhecimentos, dicas, mais especialmente, na forma de apoio emocional e pessoal. Por isso eu gostaria de agradecer a minha família, Gisela e Nicolas, por terem tido toda paciência do mundo, quando me viam longas horas trabalhando ou mesmo desmotivado.

Aos meus pais, Antônio e Lurdís, obrigado por tudo, desde muito tempo.

Obrigado aos meus irmãos pelo apoio.

Aos meus companheiros de trabalho na Universidade, Prof. Luiz Narciso Baratieri, Luis Clóvis Cardoso Vieira, Mauro Amaral Caldeira de Andrada, Sylvio Monteiro Júnior, Cleo Nunes de Sousa, João Roberto Sanford Lins, César Alves de Andrade, obrigado pela chance de cursar o mestrado, e por tudo mais que vocês me ensinaram, o que sempre me fará ser grato. Aos assistentes Léa, Elen, e Richard igualmente muito obrigado.

Meu orientador, Prof. Dr. Sylvio Monteiro Júnior, obrigado pela paciência durante a realização do trabalho e obrigado por permitir que a metodologia mais atual de testes fosse usada, conferindo maior credibilidade aos resultados.

Aos meus colegas de turma de mestrado, Elaine Auxiliadora Vilela Maia, Miriam Marly Becker Pires, Guilherme Carpena Lopes, Edson Medeiros de Araújo, Alfredo Mayer Filho, Gilberto Arcari, obrigado pela convivência amigável durante o curso, e desejo a todos a maior sorte do mundo em seus trabalhos.

Aos professores da banca examinadora, Prof. Dr. José Wanderlei, Prof. Dr. Éliton Araújo, Prof. Dr. Sylvio Monteiro Júnior, muito obrigado por dedicarem tempo a

apreciação deste trabalho, e fiquem certos de que suas recomendações foram seguidas a risca na reimpressão deste trabalho.

Ao meu instrutor de tênis, Gustavão, obrigado por aguentar algumas partidas nervosas, onde pude descarregar meus descontentamentos durante esta fase.

Ao meu professor de Inglês, Luison, obrigado por ajudar-me a transformar este trabalho em um artigo na forma de revisão da literatura, outro na forma de pesquisa, e um abstrato a ser apresentado de forma oral no IADR de 2002.

Ao estatístico Prof. Sérgio Freitas meu muito obrigado pela análise dos resultados e substancial orientação na leitura dos resultados.

Aos protéticos Jean e Tatiane, pelo subsídio na parte laboratorial de trabalhos.

Ao programa de pós graduação, Coordenado pelo prof. Mauro Amaral Caldeira de Andrada, por ajudar a custear a fase laboratorial.

A todos os presentes no dia da defesa de dissertação, muito obrigado.

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO	p. 09
2 OBJETIVOS	p. 11
3 REVISÃO DA LITERATURA	p. 13
3.1 Há perda de resistência em dentes tratados endodonticamente?	p. 13
3.2 Há influência com o uso de pinos na resistência de dentes tratados endodonticamente? Para que servem os pinos?	p. 15
3.3 Métodos de teste laboratorial e tamanho das amostras	p. 16
3.4 Materiais usados para pinos	p. 18
3.4.1 Metais	p. 18
3.4.2 Resinas	p. 19
3.4.3 Cerâmicas	p. 21
3.4.4 Formato do pino	
3.4.4.1 Comprimento	p. 24
3.4.4.2 Espessura	p. 24
3.4.5 Cimento	p. 24
3.5 Técnicas de confecção de núcleos	p. 25
4 MATERIAIS E MÉTODOS	p. 27
4.1 Obtenção da amostra	p. 27
4.2 Armazenagem e seleção	p. 28
4.3 Endodontia	p. 30

4.4	Grupos	p. 31
4.4.1	Grupo 1	p. 34
4.4.2	Grupo 2	p. 36
4.4.3	Grupo 3	p. 37
4.4.4	Amostra excepcional	p. 37
4.4.5	Corpo de prova	p. 39
4.4.6	Peças de teste	p. 41
4.4.7	Testes	p. 42
4.4.8	Leitura	p. 45
5.	RESULTADOS	p. 48
6.	RESULTADO ESTATÍSTICO	p. 53
7	DISCUSSÃO	p. 54
8	CONCLUSÕES	p. 61
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	p. 62

Felippe, L.A., Monteiro, S.Jr., Baratieri, L.N. Influência do uso e tipo de pino intra radicular no nível de estresse cervical de incisivos centrais submetidos à fadiga. Um estudo in vitro. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Dentística). Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.

Palavras chaves:

Resumo

Os recentes avanços na ciência e tecnologia dos biomateriais tem mudado o uso de pinos em Odontologia. Algumas questões interessantes do passado são melhor compreendidas hoje. **Objetivos:** Os objetivos deste trabalho foram observar o comportamento biomimético de pinos de fibroresina e pinos fundidos no nível de estresse cervical de dentes incisivos submetidos à fadiga mecânica e térmica. Um grupo de dentes sem pino também foi avaliado. **Métodos:** Trinta e seis incisivos centrais superiores recentemente extraídos foram selecionados. Os dentes foram divididos em três grupos. G-1 restaurados com pinos metálicos fundidos; G-2 restaurados com pinos de fibroresina; G-3 restaurados sem pino. Os pinos foram introduzidos dois terços da raiz. Em todos os grupos os dentes foram tratados endodonticamente e receberam uma coroa total. G-1 e G-2 foram cortados à um milímetro do limite cervical. G-3 foi somente restaurado com resina composta. Para os testes de fadiga os dentes foram montados em suportes com simulação do ligamento periodontal. O ângulo de teste foi de 45°. Para os testes de fadiga compressiva uma Instron 4444 foi usada. A força máxima foi de 60N. Após os testes os dentes foram termociclados e imersos em corante azul de metileno. **Resultados:** foram obtidos após o corte dos dentes. O teste Kruskal Wallis foi usado. As médias para cada grupo foram G1-3.0, G2-1.7, G3-4.6. Uma diferença significativa foi observada ($p < 0,05$) ($T = 16.25$ and $p = 0,0003$.) G2 teve o melhor resultado. **Conclusão:** este estudo sugere que um dente restaurado com pino de fibroresina resiste melhor ao teste de fadiga do que dentes restaurados com pinos fundidos ou restaurados sem pinos, de acordo com as condições específicas deste estudo.

Felippe, L.A., Monteiro, S.Jr., Baratieri, L.N. Influence of the use and type of endo posts in the cervical stress level of central incisors submitted to the fatigue test. An in vitro study. These (Master in Dentistry – Operative Dentistry Area). Federal University of Santa Catarina, 2001.

Key words: post and core technique; endodontic post; metallic post; fiber post; posts

Abstract:

The recent progresses in the science and technology of the biomaterials have been affecting the use of endo-posts in Dentistry. Some interesting questions of the past are being better understood now. **Objectives:** The objective of this study was to observe the biomimetic behavior of the fiber resin post and cast post in the cervical stress level of central incisors submitted to the fatigue test. A group of non-posted tooth was also evaluated. **Methods:** Thirty-six recently extracted upper central incisors were selected. The teeth were divided in three groups. G1 – Cast post and core. G2 – Fiber resin post and composite core G3 – without post and core. Post was introduced 2/3 of the root. All groups were endodontically treated and received a full cast crown. G1 e G2 were cutted 1mm to the cervical limit. G3 was just restored with composite resin. For the fatigue test, the teeth were mounted in epoxy supports with a simulation of the periodontal ligament. The angle of test was 45°. An Instron 4444 (Universal Test Machine) was used for the compressive fatigue test. The maximum load was 60N. After the fatigue test, the groups were thermocycled and immersed in ethylene blue die for 24Hs. **Results:** were obtained after teeth sectioning. The Kruskal-Wallis test was used. The average for each group was G1-3.0, G2-1.7, G3-4.6. A significant difference was observed ($p < 0,05$) ($T = 16.25$ and $p = 0,0003$.) G2 had the best result. **Conclusion:** the study suggests that teeth restored with fiber resin post better resists the fatigue test than teeth restored with cast post or teeth restored without post, under the specific conditions of the study.

1 INTRODUÇÃO

O uso de pinos intra-radulares em Odontologia é bastante antigo. Entretanto, as vantagens e desvantagens desse procedimento vem apenas sendo discutidas nos últimos anos.

Desde a era Black, a recuperação da estrutura dental, perdida ou danificada, segue princípios mecânicos e científicos para ser bem sucedida. Entre os princípios mecânicos, destacamos a “forma de retenção” do trabalho que está sendo executado, a qual, determinará a possibilidade de deslocamento ou desprendimento da restauração. Este fator é importante para a durabilidade clínica. No caso, em especial, de dentes necessitando de núcleos, o principal objetivo segundo a literatura é viabilizar a forma de retenção para a reconstrução da sua coroa.

Núcleo, em odontologia, consiste em uma peça composta de uma porção intra radicular, chamada de pino intra radicular, e uma porção coronária, chamada de “munhão” coronário. Cada qual, possui sua função específica. Analisando as técnicas odontológicas de confecção de núcleos intra radulares, podem ser feitas algumas perguntas interessantes. Uma vez que as raízes são estruturas frágeis e facilmente se fraturam, os núcleos reforçam as raízes? Se reforçam ou não, como podemos explicar esse mecanismo de ação? Qual é, ou seria o pino ideal frente a tantos materiais disponíveis¹? Qual o método mais indicado para se estudar a influência dos núcleos sobre os dentes?

O material ideal para a confecção dos núcleos vem sendo pesquisado nos últimos anos. Tradicionalmente, os núcleos eram de metal fundido, personalizados para cada caso e confeccionados em uma peça única. Posteriormente, pinos metálicos pré fabricados passaram a ser usados, separando as etapas de confecção do pino intra radicular e “munhão” coronário. Uma vez que o material ideal para núcleos ainda não foi descoberto, de acordo com a literatura, novos produtos chegam ao mercado, compostos de materiais diferentes dos tradicionais². Hoje, materiais a base de fibroresina e porcelana estão disponíveis no mercado. Tais materiais apresentam algumas vantagens expressivas sobre seus predecessores, embora seu comportamento preciso e eficácia na técnica de confecção de núcleos ainda seja alvo de muitas pesquisas.

Os estudos da década de 90, mostravam que os núcleos somente tinham função de aumentar a retenção para a restauração coronária. Também, mostravam que a sua

utilização implicava na perda de resistência à fratura da raiz. Entretanto, sempre existiu uma dúvida muito grande entre os dentistas a respeito da perda de resistência da raiz com a utilização de núcleos. Em procedimentos restauradores como por exemplo, facetas de resina composta em dentes não vitais, os pinos são usados pelos dentistas para aumentar a resistência à fratura do dente, mesmo sem evidência científica para isso.

Como a ciência evolui a cada dia, especialmente no campo dos biomateriais, as verdades que foram constatadas no passado, em relação aos núcleos metálicos, podem não ser as mesmas para novos materiais. Tal curiosidade, nos levou a testar o desempenho de um novo produto no mercado, avaliado por uma metodologia atual, na expectativa de que alguma das verdades do passado, como a perda de resistência da raiz, com os materiais tradicionais seja diferente.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral:

Observar o nível de estresse cervical das raízes de dentes anteriores, tratados endodonticamente, com e sem o uso de pinos intra radiculares.

Observar o nível de estresse cervical das raízes de dentes anteriores, tratados endodonticamente, utilizando-se dois tipos diferentes de núcleos.

2.2 Objetivos específicos:

Observar o comportamento biomimético dos núcleos de fibroresina, em comparação com os metálicos fundidos, através do nível de estresse cervical produzido por cada um, nas raízes de incisivos centrais superiores.

Avaliar o núcleo de fibroresina, quanto a sua possibilidade de aumentar a resistência à fratura de dentes anteriores.

2.3 Justificativa :

O principal problema clínico observado com o uso de núcleos é a fratura radicular, que ocorre com o passar do tempo, quando a resistência da raiz atinge seu limite de fadiga, ocorrendo uma trinca e subsequente fratura. Tal inconveniente, em geral, resulta na condenação do dente e sua posterior extração. Algumas vezes é possível tratar a raiz fraturada com procedimentos cirúrgicos complicados, embora sua longevidade clínica fique extremamente comprometida.

Uma vez que a confecção de núcleos é um procedimento frequente na vida de um dentista, para não dizer diário, torna-se necessário conhecer o comportamento dos materiais e sistemas mais atuais disponíveis no mercado. Além disso, procurar algum

sistema que proteja a raiz da falha por fratura, mantendo as outras características desejáveis de um núcleo. Se isso for possível, certamente que a odontologia resolveria um grave problema que a atinge, uma vez que a literatura é quase unânime em afirmar, que os sistemas tradicionais disponíveis não reforçam as raízes, pelo contrário, aumentam a chance de fratura.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Há perda de resistência em dentes tratados endodonticamente?

Dentes tratados endodonticamente, são conhecidos por apresentar um grande potencial para falhas biomecânicas, quando comparados à dentes vitais. Talvez, uma das falhas mais importantes seja a fratura da raiz. Geralmente esta falha tem grande repercussão clínica e econômica para o paciente condenando a raiz. Em casos de próteses extensas a situação é ainda mais grave³.

O complexo dentina raiz de um dente tratado endodonticamente se diferencia de um dente vital, sendo um fator essencial a ser considerado. Quais são as potenciais características que se alteram num dente desvitalizado, e como poderiam afetar a restauração desse dente? A dentina vital é basicamente representada por tecido calcificado, com uma matriz calcificada. A dentina contém um componente orgânico, um componente inorgânico, e um componente de água. O que acontece com essa composição e quais as repercussões nas propriedades da dentina quando o dente perde sua polpa, sua vitalidade? Vários pesquisadores tem tentado esclarecer estas questões, e existe informação científica de que dentes desvitalizados são diferentes. A hidratação da dentina radicular já é menor do que a coronária em condições normais, porém, ela diminui como resultado do procedimento endodôntico. Essa perda de umidade parece irreversível, existindo uma grande chance de resultar em uma maior friabilidade do dente^{4, 5}. Entretanto, estudos mais recentes são conflitantes, mostrando pequenas diferenças na dentina de dentes vitais e não vitais^{6, 7}. Autores concluem que a maior friabilidade dos dentes desvitalizados não poderia ser atribuída a desidratação da dentina após o tratamento de canal⁸. Tem sido mostrado, que ocorre uma mudança na arquitetura da dentina, afetando suas características de resistência e rigidez. Tais alterações, estão relacionadas com aspectos da técnica utilizada para abertura coronária, remoção da dentina interna do canal radicular e tipo de restauração presente no dente⁹.

Em função da mudança de arquitetura com o tratamento endodôntico, também ocorre uma mudança no comportamento biomecânico, especialmente, na habilidade do dente tratado endodonticamente de se deformar sob condições de força aplicada, aumentando a chance de fratura¹². Algumas propriedades significantes da dentina vital são o módulo de elasticidade de aproximadamente 1.90×10^6 psi (13Gpa), resistência à tensão de aproximadamente 7.0×10^3 psi (48Gpa), e resistência compressiva de aproximadamente 43.0×10^3 psi (296Gpa)¹³. Tais propriedades, parecem significativamente menores em dentes desvitalizados, sendo que uma explicação para tal fenômeno é o enfraquecimento das ligações cruzadas inter-moleculares do colágeno. A matriz de colágeno forma a matriz orgânica da dentina, que na sua forma mais madura, contribui significativamente para a melhoria das propriedades acima citadas. Estudos preliminares sugerem que o colágeno dos dentes tratados endodonticamente é mais imaturo¹⁴. Finalmente, a perda do tecido vital do dente gera uma significativa diminuição da resposta proprioceptiva do dente, aumentando a susceptibilidade ao exagero nas forças biomecânicas. Existem evidência que sugerem que o limite de pressão seja superado em 57% para um dente tratado endodonticamente em comparação à um vital. Em outras palavras, o reflexo neurológico que atuaria como um protetor das estruturas contra forças oclusais perigosas estaria comprometido^{6,7}.

A técnica endodôntica, também tem sido, sugerido influenciar na perda de resistência e maior ou menor susceptibilidade à fratura de raiz. A diferença está relacionada a quantidade de dentina removida da raiz e tamanho da abertura endodôntica^{15, 16}. Num recente estudo, Magne e Douglas, 2000, demonstraram que existe um aumento progressivo na flexão de incisivos conforme aumentam os procedimentos restauradores do dente¹⁷. Neste estudo, a abertura endodôntica foi mais significativa do que restaurações de classe III com média profundidade mesial e distal. O modelo de pesquisa utilizou dentes naturais que eram submetidos à flexão com uma força horizontal progressiva de 0.30 à 3.30 libras (0.136 Kgf à 0.453 Kgf), acelerada em 4 segundos. A força foi feita na região vestibular incisal. Os resultados mostraram que a abertura endodôntica foi o fator mais importante para a quantidade de flexão das coroas, ou seja, teve a maior influência na rigidez dos dentes¹⁷.

3.2 Há influência com o uso de pinos na resistência de dentes tratados endodonticamente? Para que servem os pinos?

Atualmente, é aceito que muitos dos nossos sistemas de pinos para confecção de núcleos são perigosos. Não só por problemas imediatos como perfuração do canal, efisemas, aquecimento demasiado e dor, mais por problemas que podem aparecer com o tempo^{18, 19, 20, 21}. As próprias indicações para sua utilização caem em controvérsias. Apesar de termos inúmeros sistemas disponíveis, de diferente formatos e materiais, o uso e a seleção do melhor sistema permanecem confusos²². Manning et al, 1995-b, sugere que se existir suficiente estrutura dental para suporte da coroa protética, não existe a necessidade de utilizar pinos intra radiculares, pois os mesmos não reforçam a estrutura do dente²².

Muitos estudos tem demonstrado, que o uso de pinos intra radiculares não reforçam dentes tratados endodonticamente^{3, 23, 10}. Pelo contrário, em alguns estudos, dentes tratados endodonticamente e restaurados sem o uso de pinos foram duas vezes mais resistentes à fratura, comparados com os dentes que receberam pinos^{23, 24}. Os mesmos autores, ainda, indicaram que nos dentes onde os pinos não foram usados a fratura de raiz ocorria de forma reversível, enquanto que no grupo dos dentes usando pinos a fratura ocorria na raiz, de forma irreversível ou de resolução questionável^{24, 25, 26}

Os núcleos são compostos de duas partes distintas, o pino intra radicular e o “munhão coronário”. O objetivo principal na confecção de núcleos e reter o material restaurador coronário¹⁰. A menos que haja uma quantidade de estrutura dental remanescente para a confecção do munhão, poderemos dispensar o uso do pino. Entretanto, tal quantidade de estrutura ainda permanece em controvérsia na literatura. Outro objetivo do uso de núcleos em odontologia é o de transmitir as forças que incidirão sobre o dente para toda a raiz, da forma mais homogênea possível, diluindo a intensidade dessa força. Idealmente, os núcleos deveriam reforçar a estrutura da raiz, evitando que a mesma apresenta-se fratura com o passar do tempo^{26, 27, 28, 29, 30}.

Existem estudos conflitantes na habilidade de reforçar dentes tratados endodonticamente, especialmente para os pinos metálicos. Revisões da literatura mais recentes, sugerem que dentes tratados endodonticamente não são reforçados com o uso

de pinos metálicos, sendo somente o papel do pino o de auxiliar na retenção do material coronário e conseqüentemente da restauração final^{31, 32, 33}.

3.3 Métodos de teste e tamanho das amostras

3.3.1 Estudos in vivo

Estudos in vivo são demorados e sua análise e interpretação são difíceis de se fazer, devido ao grande número de variáveis, bem como, a ausência de critérios de avaliação bem definidos²⁹. Entretanto, eles precisam ser feitos na tentativa de avaliar o comportamento clínico real dos novos materiais. Num estudo recente, 719 pacientes foram tratados com 850 C-posts, 215 pacientes com Esthetic Post, 290 pacientes com Esthetic Plus post, e os dados avaliados³⁴. A média de idade dos pacientes era de 20-84 anos e faziam parte da clientela de três dentistas. Um total de 1314 pinos foram avaliados. A taxa de permanência ao final do estudo foi de 96.85%, semelhante à de outros estudos retrospectivos^{34, 35, 36}. Os autores creditaram a alta taxa de sucesso ao fato de que todos os dentes tinham uma férula de 2 mm, sendo que a maioria das falhas ocorreu na remoção da coroa provisória³⁷. Em outro estudo clínico comparativo de 4 anos, pinos de fibroresina foram comparados a pinos fundidos. A taxa final de sucesso para os dois sistemas foi de 95% e 84%, respectivamente para pinos de fibra de carbono e metálicos fundidos³⁸.

3.3.2 Estudos in vitro

Testes in vitro podem ser mais específicos na tentativa de elucidar cada problema. Muitas metodologias tradicionais de testes in vitro, focalizam as propriedades físico mecânicas dos pinos e do conjunto pino raiz, a resistência ao deslocamento, ou a penetração de corantes para verificar infiltração. Tais testes ficam a desejar no sentido de uma grande relevância clínica. Entretanto, a correlação dos testes com o potencial à fratura de dentes desvitalizados, tem sido, o mais frequentemente e intensivamente estudado devido ao grande comprometimento clínico deste tipo de falha biomecânica. Esta falha, geralmente resulta na necessidade de extração da raiz. Tradicionalmente os testes consistem na aplicação de uma força, em 45 graus de angulação, sobre o dente restaurado até que o mesmo se fracture. Este método tem

algumas vantagens como ser fácil e rápido, porém, peca na sua relevância clínica. Na realidade, as forças que são aplicadas sobre o dente ou restauração são, frequentemente, maiores que aquelas desenvolvidas durante a função fisiológica e não reproduzem o fenômeno da fadiga. Este fenômeno é o maior responsável pela maioria das falhas clínicas. A força utilizada pode ser aplicada com diferentes velocidades de progressão, sendo que 5mm/min e 0,5mm/min tem sido as mais usadas. O uso de forças de menor dimensão, tem sido mostrado, permitir ao material uma deformação plástica maior levando a um aumento nos valores de resistência³⁹. Alguns estudos tem mostrado força de fratura para dentes restaurados com pinos de fibra de carbono, “munhão” de compósito e coroa total de 107 Kg, 98,2 kg e 77,1 kg²⁶.

A avaliação de um material restaurador sob repetidas forças é muito mais relevante clinicamente do que seu comportamento sob uma única aplicação da força. Por essas razões testes de fadiga foram introduzidos para avaliar pinos e núcleos^{30, 31, 32}. Testes de fadiga, hoje, são considerados essenciais para reproduzir o padrão cíclico de força que o dente desenvolve durante a função fisiológica e não fisiológica, aliviando a necessidade de testes clínicos mais difíceis³³.

O primeiro passo para o entendimento de um teste de fadiga em odontologia é identificar os elementos básicos do ciclo mastigatório fisiológico. O ciclo mastigatório consiste de 4 fases distintas: abertura, fechamento mordida e preparação, com tempo de duração média das 4 fases em torno de 1 segundo, o que corresponde a uma frequência mastigatória média entre 700 – 800 ciclos/dia^{40, 41}. As forças, na fase de oclusão para pacientes com dentes naturais, variam de 10 N a 420 N (1.02 Kgf à 42.84 Kgf) na área posterior, representando ½ a 1/10 da força de oclusão máxima. Nos dentes anteriores, a estimativa é de termos uma força que varie de ½ a 1/10 daquela executada nos dentes posteriores⁴². A intensidade da força oclusal vai depender muito do dispositivo de medição e da consistência do alimento. A tendência geral é de registrar forças menores quanto maior a sensibilidade dos métodos, dos aparelhos e das análises.

A importância na execução de testes não destrutivos para a estrutura dental está na possibilidade de observar melhor o comportamento biomimético dos materiais restauradores em comparação com as estruturas dos dentes^{17, 43, 44}.

Métodos de avaliação alternativos como Análise Fotoelástica e Análise de Elemento Finito, também podem ser considerados, não necessitando do uso de dentes naturais, os quais significam uma variável pouco controlável devido a mudanças naturais que podem ocorrer de um corpo de prova para outro^{45, 46}.

3.4 Materiais usados para pinos

3.4.1 Metais

Uma revisão da literatura de mais de 20 anos mostrou uma grande variação nos índices de longevidade de dentes restaurados com núcleos. Isso pode sugerir que cada sistema possui uma habilidade diferente de proteger a raiz da falha por fratura. Além disso, nenhum consenso existe sobre qual técnica ou qual material é o mais desejável para o uso em dentes tratados endodonticamente que necessitem tal procedimento⁴².

Tradicionalmente, os núcleos são confeccionados a partir de um padrão em resina acrílica autopolimerizável. O padrão é fundido posteriormente no laboratório com ligas áureas e não áureas e cimentados com fosfato de zinco. A racionalidade para essa combinação é obscura, uma vez que materiais áureos são caros e o cimento de fosfato de zinco tem características mecânicas medíocres como resistência, solubilidade e retenção⁴⁷. Independentemente das vantagens ou desvantagens destes materiais o uso dos metais na área biomédica vem sendo questionado. Autores demonstram a migração de íons metálicos do interior da raiz para o ligamento periodontal e tecido gengival⁴⁸. Também, a interação negativa de vários pinos metálicos com os cimentos resinosos. Os produtos da corrosão geram escurecimento do remanescente dental e degradação do cimento de fixação dos pinos⁴⁷. Este escurecimento pode ser uma desvantagem em particular na escolha do pino nos dentes anteriores. Uma raiz escura com uma coroa estética pode ser facilmente percebida em pacientes com bordo gengival fino. Também, num trabalho puro em cerâmica, dependendo da espessura e opacidade do cimento, o pino de metal pode aparecer.

Por comparação, o módulo de elasticidade dos pinos de aço inoxidável é 20 vezes maior que o da dentina. Se o pino for de titânio, o módulo de elasticidade ainda continua 10 vezes maior que o da dentina. Pinos com um alto módulo de elasticidade (alta rigidez) não se flexionam acompanhando a raiz e são, potencialmente, causadores de fratura radicular sob forças oclusais²⁶. Uma das razões para a fratura é que o estresse do pino pode ser concentrado em áreas não controladas, iniciando uma trinca. Outro fator é que a retenção basicamente é dada por fricção nas paredes do canal radicular,

transmitindo o estresse direto para a estrutura dentinária. No local onde a parede dentinária é fina, sem resistência, inicia-se a fratura^{38 b}.

Existem poucos estudos clínicos sobre sucesso ou falhas de pinos metálicos. Sorensen e Martinoff, 1984, observaram 8.6% de falhas por deslocamento, fratura radicular, e perfuração da raiz¹⁰. Weine et al, 1991, registrou 6,5% de falhas após 10 anos⁴⁹. Torbjorner et al, 1995, reportou 8.3% após 2-3 anos⁵⁰. Mentink et al, 1993, mostrou um índice de falhas de 18%⁵¹. Ferrari et al, 2000 b, obtiveram 14% de falhas após 4 anos, sendo fratura radicular a causa mais frequente³⁸.

Núcleos feitos a partir de pinos adesivos demonstram vantagens biomecânicas em relação à resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente. Estudos atuais, tem avaliado tal modalidade de núcleos confirmando sua superioridade⁵³. Além da maior resistência à fratura, falhas coesivas são de menor proporção e existe um aumento na força de retenção de pinos cimentados com cimentos adesivos, quando comparados aos cimentos e núcleos tradicionais^{54, 55}.

3.4.2 Resinas

Muitos pesquisadores tem demonstrado a necessidade de utilização de um pino com propriedades biomecânicas semelhantes às do tecido natural. A resina, talvez seja hoje, o material mais utilizado pelo dentista no seu consultório, cada vez mais estendendo suas aplicações². A associação de fibra de carbono com resina epóxica é atualmente o material disponível para núcleos que possui essa vantagem^{55, 56, 57, 58, 59}. Uma das supostas vantagens desses materiais é a não necessidade de remover áreas retentivas internas do canal radicular para viabilizar um preparo expulsivo. Outra vantagem é o pequeno preparo interno da raiz, acarretando numa menor remoção de estrutura de dentina e, conseqüentemente, reduzindo o enfraquecimento da raiz. Não existe pesquisa, divulgada na literatura, comprovando que dentes tratados endodonticamente sejam reforçados pelo uso de materiais adesivos, e dados clínicos de médio e longo tempo são escassos^{60, 61}. Outros estudos mostram que a resina não poderia ser considerada um material ideal para a finalidade de núcleo. A resina

apresenta problemas como infiltração marginal, flexão microscópica, expansão higroscópica, falta de resistência às forças oclusais, instabilidade dimensional⁶². Tais fatores acarretam em degradação do cimento de fixação do núcleo, fadiga e fratura, com o passar do tempo. Muitos desses problemas foram praticamente resolvidos com a incorporação de fibras aos compósitos. Autores tem defendido que o módulo de elasticidade do material para núcleo deva ser similar ao da estrutura radicular para reduzir o stress na raiz^{26, 63, 64}. Os pinos de fibra de carbono introduzidos por Duret et al, 1990, chamados de Composipost (RTD, Meylan, France) tem uma média de módulo de elasticidade de 21 GPa contra os 18 GPa da raiz. O módulo de elasticidade dos metais é significativamente maior^{65, 66}. O Composipost é composto de fibras de carbono e uma matriz de resina epóxica, com um conteúdo de fibras de 64% em peso⁵⁷. As fibras, podem também, se apresentar em forma de fita para serem impregnadas diretamente com resina no local desejado, dentro da raiz por exemplo⁶⁷. Entre as principais vantagens desses sistemas estão: biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e fadiga, propriedades mecânicas semelhantes às do dente, facilidade de remoção se necessário (retratibilidade), união adesiva do pino à dentina radicular e ao compósito coronário.

Dean, 1998, mostrou não haver diferenças entre dentes tratados endodonticamente, cortados ao nível cervical, e reconstruídos com núcleos de fibra de carbono, comparados com dentes reconstruídos com núcleos de resina e pinos metálicos pré fabricados²⁶. O estudo de Torbjoner, 1996, mostrou que pinos fibroresinosos, submetidos à termociclagem antes dos testes de resistência, apresentavam significativa queda nos valores finais de resistência flexural, e que tal comportamento se devia a hidrólise e degradação da matriz, orgânica da resina pela presença de água, resultando em desunião e formação de trincas⁶⁶. A diferença no coeficiente de expansão térmica entre fibra e matriz também pode ser considerada prejudicial ao desempenho do conjunto fibroresina⁶⁸.

Tanto o vidro quanto o carbono podem ser usados como fonte de fibras em pinos endodônticos, sendo a resistência à tensão das fibras de vidro 2.5-4.5 Gpa, e do carbono 2.0-6.0Gpa⁶⁹. A resistência flexural dos pinos fibroresinosos foi estudada e os resultados mostram valores de 1,900 Mpa para pinos de fibra de carbono e 1,500 Mpa para pinos de fibra de vidro⁷⁰.

A principal vantagem no uso de pinos de fibra está no fato de que as falhas verificadas nos testes com esses materiais se apresentam no pino ou no munhão, ou em

ambos, mantendo a raiz intacta ^{70, 71, 72}. Isso não ocorre quando pinos metálicos são testados, pois as falhas são quase sempre na raiz e do tipo irreversível ^{72, 73}. Um estudo desenvolvido recentemente, mostrou que os núcleos feitos a partir de uma fita de fibra de vidro, com acomodação direta na estrutura radicular e inserção de resina composta, foram eficientes no propósito de reduzir a incidência de fraturas verticais de raízes. Entretanto, o mesmo estudo, mostrou que a força necessária para falha do núcleo por outras causas, como a própria fratura do núcleo, era significativamente menor que a força suportada por sistemas fundidos ⁷⁴.

Estes novos materiais tem sido considerados promissores, na função de núcleos, devido ao fato de apresentarem resistências semelhantes à estrutura radicular. Porém, a metodologia de teste de cada estudo deve ser considerada ⁷⁵.

3.4.3 Cerâmicas

As propriedades estéticas do material que inicia a reconstrução protética de um dente também devem ser consideradas, especialmente, se uma coroa pura de cerâmica ou de resina for utilizada na região anterior da arcada dental. Uma vez que os pinos de resina reforçada por fibra de carbono são acinzentados e tão anti estéticos quanto os pinos metálicos, a tendência da evolução natural dos materiais restauradores é o aparecimento de um material cerâmico para tal finalidade ^{76, 77, 78, 79, 80}. A alta rigidez dessas cerâmicas pode ser uma vantagem reduzindo o risco de fratura da coroa protética, mais ao mesmo tempo, cria um potencial para a raiz. Esta hipótese, tem sido frequentemente avaliada. Cada material ou associação de materiais se difere ao nível de propriedades físicas, gerando um comportamento à fadiga diferente ^{42, 43, 81}.

O sistema CosmoPost e IPS EmpressPost, foi recentemente lançado no mercado para a confecção de núcleos a partir de uma cerâmica pura, na tentativa de resolver os problemas verificados com o uso de materiais metálicos e fibroresinosos. O sistema

possui dois componentes. CosmoPost, o pino, feito de uma cerâmica zircônia, possuindo formato paralelo com apenas a extremidade cônica. É oferecido em dois diâmetros, 1,4 e 1,7 mm. O outro componente, IPS EmpressPost, a cerâmica para confeccionar o munhão, é uma cerâmica de vidro contendo óxido de zircônio, de silício, de lítio e de fosfato. Sua resistência flexural é de 280 Mpa^{82, 83, 84}. O pino é posicionado no interior da raiz, e seu enchimento bem como o “munhão” coronário são esculpidos em resina autopolimerizável. Posteriormente, no laboratório, a resina é substituída pela cerâmica de munhão (técnica direta, usada para um dente). Também, é possível fazer uma moldagem de precisão com os pinos no interior das raízes e o técnico confeccionar um modelo mestre onde os pinos serão encerados, incluídos e a cerâmica prensada sobre os mesmos (técnica indireta, mais usada para múltiplos dentes). A resistência flexural da cerâmica de zircônia usada para os pinos é de 330 Mpa em média, nos testes de três pontos, além de possuir uma alta habilidade de resistir a propagação de trincas no seu interior^{83, 84}. Ambos os materiais apresentam um coeficiente de expansão térmica idênticos e muito pequeno, sendo que a cerâmica de munhão apresenta alta translucência, favorecendo o aspecto estético. A baixa translucência do pino não afeta o resultado estético, embora possua uma cor branca opaca. A cimentação deste tipo de núcleo é possível com os cimentos adesivos atuais, podendo o pino ser asperizado ou jateado antes do procedimento para favorecer a adesão⁸⁴. Autores tem demonstrado uma durabilidade alta após dois anos de avaliação de 24 dentes utilizando o sistema CosmoPost – IPS Empress Cosmo Ingots, em 16 pacientes⁷⁷. Entre as principais vantagens estão a cor e translucência do núcleo final, material inerte e biocompatível, estável, rígido, e condutor de luz. Entre suas desvantagens podemos ressaltar a falta de mais diâmetros disponíveis necessitando de alguma remoção da parte interna do canal radicular que é sempre indesejável, o alto custo, a alta rigidez, e o fato de que as falhas podem ocorrer ao nível radicular, de forma irreversível.

Independente do material utilizado, um conceito importante na confecção de núcleos é o da “retratibilidade”, ou seja, numa eventual necessidade de remoção, o sistema deve facilitar o procedimento⁹.

3.4.4 Formato do Pino

A seleção e aplicação dos diferentes sistemas de pinos disponíveis no mercado deve seguir o melhor resultado da equação risco/benefício. Em outras palavras, é preciso conhecer a habilidade dos diferentes formatos, em proporcionar, adequada retenção e distribuição das forças com o mínimo risco de fratura e/ou perfuração radicular. Pinos com formato que reproduza a anatomia interna do canal radicular, como os tradicionais fundidos, possuem um fator de risco relativamente alto em função do efeito cunha e subsequente fratura radicular. Surpreendentemente estes pinos são os menos retentivos, ou seja, na essência possuem o menor benefício⁸⁵.

Pinos de formato paralelo, tem se mostrado, necessitar de uma menor remoção de estrutura dental para viabilizar o preparo na técnica de execução dos núcleos⁷⁵. Além disso, este formato possui uma capacidade maior de distribuição do stress (força) ao longo da raiz, quando comparado ao formato cônico. A retenção dos pinos paralelos chega a ser cerca de 4.5 vezes maior que a dos pinos cônicos^{86, 87, 88, 89}. Também, pinos de formato paralelo requerem menor remoção de dentina intraradicular para viabilizar sua confecção acarretando em menor enfraquecimento da raiz^{10, 90}. Estudos mostraram que a influência do tipo de pino sobre a colocação de uma coroa protética é pequena quando existir um remanescente coronário de pelo menos 2 mm de extensão na porção coronária da raiz, o que é chamado pela literatura de fêrula^{91, 92}. Outros autores consideram que o cimento de fixação possui uma finalidade importante evitando a falha por desprendimento. Os cimentos adesivos hoje são os mais recomendados^{93, 94}.

Rovati et al, 1994, avaliou a retenção de pinos de carbono pelo teste de tensão, não considerando a quantidade de área adesiva da superfície do pino⁹⁵. Os resultados foram confirmados mais tarde por outros estudos que obtiveram os melhores resultados para os maiores diâmetros: 10.6 kg para 1.4mm de diâmetro e 31.3 kg para 1.8mm de diâmetro⁹⁶.

3.4.4.1 Comprimento

A retenção pode aumentar com o comprimento, entretanto, estudos tem mostrados que o fator primário a alterar o comprimento a retenção é o formato^{90,96}. A escolha do melhor comprimento encontra-se como um paradigma em odontologia. Da mesma forma que aumentar o comprimento aumenta os riscos, a sua diminuição também o faz. As diretrizes mais utilizadas para a seleção do comprimento são: A. Manter apenas 3 a 5 mm de material obturador apical⁹⁷; B. O comprimento do pino deve ser pelo menos igual ao comprimento da coroa anatômica do dente; C. O comprimento do pino deve ter metade a dois terços do comprimento da raiz restante; D. O comprimento do pino deve ter pelo menos metade do comprimento da porção radicular intra óssea⁹⁸. Estas diretrizes são mundialmente consideradas, apesar do dilema continuar existindo sobre o comprimento ideal.

3.4.4.2 Espessura

Em relação à espessura dos pinos as pesquisas são mais claras. Tem sido mostrado que um aumento da largura tem um efeito muito pequeno sobre a retenção, aumentando dramaticamente os riscos durante o preparo e inserção do pino⁸⁶. Novamente, a manutenção de estrutura radicular é o fator mais importante. Um princípio que tem sido defendido em relação à largura é que deve restar pelo menos 1 mm de espessura radicular entre a superfície interna e externa da raiz, ao longo de todo o pino⁹⁹.

3.4.5 Agentes de cimentação dos núcleos

O passo de cimentação de um núcleo não serve apenas do ponto de vista de retenção, mais também, como um auxiliar no amortecimento do stress ao longo da raiz. Dessa forma, cuidado deve ser tomado para que a aplicação do cimento seja regular ao longo da raiz e do pino. Um instrumento que auxilia a distribuição do cimento no

interior do canal radicular é a broca lentulo ²². Não existe necessidade de se levar o cimento ao pino antes da cimentação, basta fazê-lo no interior da raiz. Cuidados com a fluidez adequada do cimento e com a pressão hidráulica gerada no interior da raiz devem ser observados.

Apesar dos cimentos resinosos serem os que apresentam melhor retenção e boa distribuição dos stress, existem alguns problemas com o seu uso: a dificuldade de remoção do cimento (retratabilidade); microinfiltração contínua ocorrendo; a polimerização precoce devido ao uso de catalisadores pode complicar o procedimento, os agentes adesivos devem ser apropriados para a finalidade, uma vez que, a luz polimerizadora não tem acesso ao interior do canal .

3.5 Técnicas de confecção de núcleos

Em geral, a maioria das técnicas e formatos de pinos apostam muito na retenção, sem considerar o aumento dos riscos imediatos e mediatos. Isto pode inverter a relação custo benefício da aplicação de um núcleo. Se o ambiente onde o núcleo está inserido for hostil, não há prevenção das falhas²².

É importante considerar que a técnica escolhida exerce influência na durabilidade clínica da raiz. Para a remoção da guta percha, os procedimentos que usam instrumentos aquecidos são os mais seguros, quando comparados à procedimentos químicos ou mecânicos^{100, 101}. A data da remoção da guta percha não parece influenciar em termos de risco, com algumas pesquisas indicando a remoção imediata como superior, e outras indicando que a remoção tardia proporciona maior tempo para o enrijecimento dos materiais obturadores de canal ⁶⁵.

As técnicas mecânicas de remoção da guta percha são as mais usadas por serem mais rápidas do que as térmicas. É importante notar que as técnicas mecânicas podem prejudicar o selo endodôntico apical da raiz. Brocas de Gates-Glidden e Pecho com ponta cega são as mais recomendadas¹⁰². Brocas com ponta cortante aumentam muito o risco de perfuração. Sistemas que utilizam uma broca extra para modelar o canal conforme o diâmetro do pino trazem vantagem no sentido de que o pino é inserido de forma passiva (sem stress lateral nas paredes internas do canal). Entretanto, também

trazem desvantagens, devido à necessidade de uma remoção adicional de estrutura da raiz, diminuindo sua resistência⁸⁶.

A velocidade de rotação das brocas recomendada para remoção da guta percha, também, foi avaliada e a recomendação é que a maior velocidade possível da peça de baixa rotação seja utilizada, com movimentos intermitentes, sempre avaliando a consistência e saída do material obturados de dentro do canal, bem como a direção de inserção¹⁰⁰.

O preparo da porção coronária do núcleo também é muito importante. Ênfase deveria ser dada, no sentido de proteger a estrutura dental remanescente e tentar distribuir o stress oclusal ao longo do eixo da raiz, diminuindo a concentração da força especialmente na porção interna cervical da raiz^{45, 86}. Isso pode ser conseguido através da confecção de um "stop" cervical, que transmite de forma mais homogênea para a raiz a carga compressiva que é gerada sobre o núcleo. Quando o sistema de núcleo não possibilita a execução do "stop" cervical, ocorre uma grande concentração de força compressiva na região apical do núcleo, devido ao impacto agir diretamente sobre a cabeça do pino. Isso é conhecido como o efeito cunha¹⁰². Algum tipo de forma anti rotacional, também, deveria ser considerada para canais de secção circular. Entretanto, a forma menos agressiva de remoção de material da raiz, deveria ser escolhida²².

A técnica direta para a confecção de núcleos é relativamente recente em odontologia, tendo como principal característica o fato de que o núcleo fica pronto numa única sessão clínica, sem interferências de um laboratório. Em função disso o custo fica reduzido. Nessa técnica o pino e o munhão são feitos em passos separados, com materiais diferentes, o que favorece o princípio da retratabilidade de um núcleo, devido a maior facilidade na remoção. Em dentes posteriores a técnica indireta está bem indicada quando: 1. Existir adequada estrutura dental remanescente; 2. Uma espessura adequada do corpo do material restaurador possa ser conseguida; 3. O stress oclusal preponderante for de natureza compressiva podendo ser transmitido ao longo eixo do dente; 4. Existir a possibilidade de usar mais de um canal com pino. As técnicas diretas são menos recomendadas para dentes anteriores, os quais, permitem menor espessura de material restaurador e são mais sujeitos à forças rotacionais e de cisalhamento, pelo formato circular dos canais²².

A técnica indireta requer uma moldagem ou um padrão de acrílico durante a fase de preparação para produzir um núcleo fundido em metal ou cerâmica. Os procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos nessa técnica a tornam mais difícil e

mais demorada. Entretanto, ela proporciona maior possibilidade de controlar e otimizar as características do formato do núcleos (pino e munhão), como aumentar o números de pinos, confeccionar stops verticais estratégicos e verdadeiros, dispositivos antirotacionais internos e externos. A relação passiva com a raiz é garantida com o uso de espaçadores internos no canal radicular e maior controle sobre as características de expansão e contração do material utilizado. Uma desvantagem importante sobre alguns sistemas diretos é a necessidade do preparo ser expulsivo, o que significa maior remoção da estrutura da raiz.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - Obtenção da amostra.

Trinta e seis dentes anteriores humanos (incisivos centrais superiores), extraídos e livres de qualquer tipo de lesão de cárie ou abrasão/erosão, foram selecionados para o estudo, a partir de uma doação de profissionais dentistas, conhecidos e residentes nas cidades de Goiânia (GO), Macapá (AM) e Florianópolis (SC), nas quais exercem sua profissão. Os dentistas relataram como causa para extração, em geral, doença periodontal comprometendo de forma irreversível a estrutura de suporte do dente. Os dentistas receberam do pesquisador responsável, um ofício assinado de compromisso, de que nenhum tipo de manipulação genética seria realizada com os dentes doados. O ofício também explicava o tipo de pesquisa a ser feita com os dentes.

4.2 - Armazenagem e seleção dos dentes.

Os dentes foram mantidos em soro fisiológico pelos profissionais logo após sua extração. Após a doação o soro fisiológico era renovado, durante o período de armazenagem que antecedeu os experimentos.

A fase de seleção iniciou pela análise sob luz polarizada (trans-iluminação) dos dentes para a verificação de trincas (fendas, fissuras) ao longo da raiz e principalmente na região cérvico-radicular. Os dentes apresentado trincas foram descartados ^{78, 86}.

O seguinte critério de padronização foi utilizado: comprimento total, comprimento radicular, diâmetro radicular cervical. O comprimento médio de 20,0mm +/- 2mm foi usado na seleção inicial. A padronização teve como objetivo usar dentes com anatomia o mais semelhante possível¹⁰³.

Os dentes foram limpos com raspadores tipo Grace (Neumar, São Paulo) para remoção de pigmentos, tártaro e ligamento periodontal. Uma pasta profilática, a base de pedra pomes e flúor gel neutro, foi usada em baixa rotação com auxílio de escova Robinson tipo pincel, para a limpeza dos dentes.

Os dentes selecionados foram divididos aleatoriamente, em 3 grupos de 10 dentes cada um, G-1, G-2, G-3. Dentes que possuíam diferenças de comprimento em relação ao comprimento médio (20,0mm) foram distribuídos igualmente entre os grupos.

Durante as diversas etapas de preparo, os dentes foram mantidos em recipientes contendo água. Após a realização de cada passo, o dente era devolvido para o recipiente.



Figura 1. Vista vestibular



Figura 2. Vista palatal

Figuras 1 e 2. Mostram o incisivo após o procedimento de extração.



Figura 3.



Figura 4.

Figuras 3 e 4, mostram os procedimentos de limpeza do dente.



Figura 5.



Figura 6.

Figuras 5 e 6, mostram o dente após os procedimentos de limpeza.



Figura 7.



Figura 8.

Figuras 7 e 8, mostram um grupo de dentes e a forma de armazenagem em recipiente com água.

4.3 - Endodontia.

Todos os dentes selecionados foram trepanados por palatal e tratados endodonticamente com a técnica da condensação lateral, tendo como último instrumento uma lima 60. O líquido de irrigação foi soro fisiológico. A instrumentação foi manual. Para obturação, cone principal, cones acessórios de guta percha, e cimento de óxido de zinco e eugenol, foram usados.



Figura 9.



Figura 10

Figuras 9 e 10, mostram a abertura palatina padrão realizada para cada dente.



Figuras 11.



Figura 12.

Figuras 11 e 12, mostram a fase de instrumentação progressiva até a Lima 60.



Figura 13



Figura 14.

Figuras 13 e 14, mostram as fases de prova do cone principal e obturação do canal radicular, correspondentes ao procedimento de endodontia.

4.4 - Características de cada Grupo

4.4.1 - Grupo – 1:

Os dentes do grupo 1 foram preparados para receber um **pino fundido** intra canal. Após o corte transversal da coroa à 1,0 mm da junção cervical, iniciou-se o preparo radicular que consistiu na remoção do material obturador de canal até o limite de dois terços do comprimento total da raiz. A raiz foi medida pelo seu comprimento externo. Foram usadas brocas de Largo progressivas até nº 3. A modelagem interna da raiz foi feita com a broca de modelagem preta, fornecida no kit de pinos Unimetric 1,0 (Maillefer, Swiss). Os pinos foram confeccionados para permitir uma inserção de 17mm, em média, a partir do bordo incisal e permitir que um selo apical de cerca de 3mm fosse mantido. As brocas foram utilizadas na velocidade baixa em contra-ângulo e micro motor, com movimentos intermitentes para evitar aquecimento, sempre acompanhando a saída de material obturador do canal radicular. Um padrão para o pino e “munhão” coronário, foi primeiro feito em acrílico Duralay (Dental Mfg. Co., Worth, IL), para posterior fundição. No padrão de acrílico, um pequeno canal de escoamento do cimento foi esculpido.

O preparo coronário do dente e do padrão de acrílico foi realizado e refinado para que um mínimo de trabalho fosse necessário após a cimentação do pino. O preparo

cervical da coroa teve profundidade padrão de 1,0 mm ao longo da região. Uma ponta diamantada longa (2135, KG Sorensen, Brasil) de extremo arredondado foi usada. A ponta foi renovada a cada cinco preparos.

Os pinos foram fundidos por um protético, na cidade de Florianópolis. A técnica de inclusão do padrão no revestimento refratário, forno de cera perdida, e injeção do metal, níquel-cromo em centrífuga, foi usada.

Após as fundições estarem prontas, o canal radicular preparado foi limpo com solução irrigadora a base de hipoclorito de sódio 1% e seco com pontas de papel absorventes. O **processo de cimentação** foi adesivo. Um gel condicionador composto de ácido fosfórico 37% (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) foi usado e agitado no interior da raiz por 30 segundos. O canal foi lavado com água com auxílio de cânulas, e seco com cones de papel absorvente. O sistema de cimentação Rely-X (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) foi usado. O sistema adesivo Single bond, foi aplicado no interior da raiz conforme indicações do fabricante, bem como o cimento. O cimento foi polimerizado com unidade fotoativadora XL 3000 (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) por 40 segundos, mesmo sendo o cimento de dupla polimerização. Apenas a cor A-30 de cimento foi utilizada.



Figura 15.



Figura 16.

Figuras 15 e 16, mostram 10 dentes do grupo 1 obturados e cortados transversalmente, à 1,0 mm da junção cervical.



Figura 17. Padrão de acrílico



Figura 18. Núcleo metálico fundido



Figura 19.



Figura 20.

Figuras 19 e 20, mostram dentes do grupo 1, nas fases de padrão de acrílico e núcleo metálico fundido cimentado.

O preparo do dente com o pino cimentado foi refinado, com profundidade de desgaste de 1,0 mm. O término cervical, ficou estabelecido ligeiramente coronário ao colar cervical do dente (o colar cervical é a junção coroa-raiz). Foram usadas pontas multilaminadas, discos de lixa (Soflex XT, 3M Dental Products, St Paul, MN, USA) e lenticilha de borracha (KG Sorensen, Brasil), para o refinamento do preparo.

O protético, recebia novamente o recipiente do grupo de dentes em água. Com o dente na mão e com o término cervical do preparo delimitado com grafite, era iniciado o enceramento de um casquete coronário para simular uma coroa protética rígida sobre o dente. Os procedimentos para fabricação dos casquetes foram previamente descritos em outros estudos¹⁰³. A técnica de imersão em cera foi usada. A técnica consiste na imersão do preparo coronário (dente) em um recipiente contendo cera derretida. Após a

remoção do dente e preza da cera, os excessos da cera são removidos. O padrão de cera para o casquete fica, de forma rápida, pronto. Os casquetes foram fundidos na mesma técnica usada para os núcleos. O metal níquel-cromo foi usado. O mesmo cuidado de evitar a desidratação dos dentes foi tomado.

Os dentes retornaram com seus respectivos casquetes para a cimentação dos mesmos. A cimentação dos casquetes foi feita com cimento de fosfato de zinco, seguindo suas recomendações de espatulação.

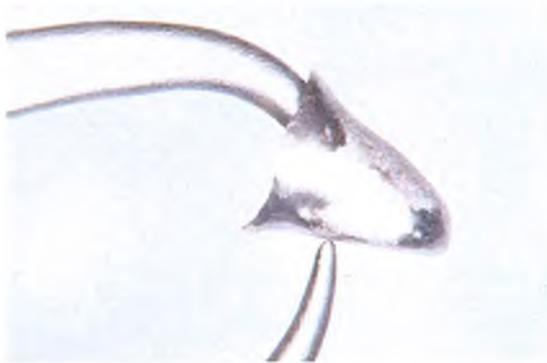


Figura 21.



Figura 22.

Figuras 21 e 22, mostram o casquete metálico sendo medido por um espécimetro, e o grupo 1 com os casquetes prontos para cimentação.

4.4.2 - Grupo – 2:

Os dentes do grupo G-2 receberam um núcleo pré fabricado com **pino de fibroresina** (Fibrekor, Jenéric Pentron, Wallingford, CT, USA). A técnica de preparo intra radicular seguiu orientações do fabricante. Consistiu na remoção da guta-percha até o limite de $2/3$ do comprimento da raiz. As brocas padronizadas do próprio fabricante foram usadas. O diâmetro dos pinos foi de 1,5mm.

A técnica de cimentação do pino no grupo 2 foi a mesma do grupo 1, exceto à diferença do próprio pino. O cimento foi levado no interior da raiz com auxílio da broca lentulo.

Após a cimentação adesiva do pino, o restante coronário foi restaurado com resina Z-250 - A2 (3M Dental Products, St Paul, MN, USA), para confecção da parte coronária do núcleo direto. Uma anatomia próxima a do preparo coronário foi realizada para facilitar o procedimento de preparo. Três incrementos de resina foram usados, polimerizados individualmente por 40 segundos.

O preparo coronário, a confecção da coroa protética, bem como sua cimentação no preparo, utilizaram a mesma sequência e os mesmos materiais do grupo 1.



Figura 23. Mostra o grupo 2

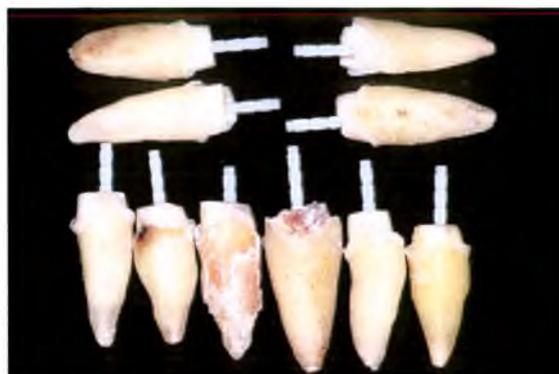


Figura 24. Pinos fibroresinosos.

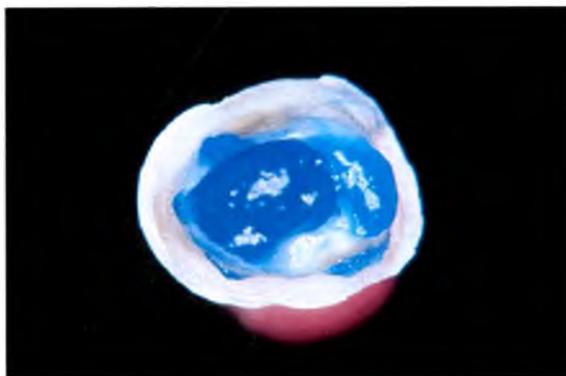


Figura 25. Condicionamento ácido do canal.
pino.

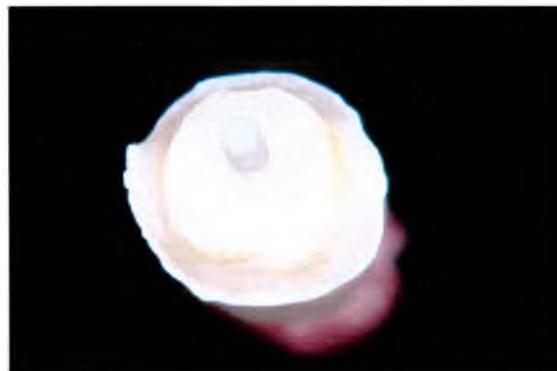


Figura 26. Cimentação adesiva do
pino.



Figura 27. Reconstrução coronária com resina



Figura 28. Preparo coronário, grupo 2.



Figura 29.



Figura 30.

Figuras 29 e 30, mostram as faces mesial e vestibular de um dente preparado e delimitado no bordo cervical. Grupo 2.



Figura 31



Figura 32.

Figuras 31 e 32, mostram o casquete metálico cimentado em cada um dos dentes do grupo 2, para simular a condição de uma coroa rígida sobre os dentes.

4.4.3 - Grupo – 3:

Os dentes do grupo 3 foram preparados **sem pino**. Após a endodontia, uma restauração de resina composta na abertura endodôntica foi realizada com a técnica da hibridização total, descrita por Nakabayashi, 1992. O sistema adesivo Single Bond e a resina Z-250 foram usados (3M Dental Products, St Paul, MN, USA). A guta percha foi removida com broca de baixa rotação esférica até a junção cervical do dente. A resina foi inserida em três incrementos, polimerizados individualmente por 40 segundos cada.

4.4.4 - Amostra excepcional:

Fica determinado como amostra excepcional, os corpos de prova sobressalente do total do grupo (dois por grupo), que apenas foram submetidos ao estresse térmico (termociclagem). O preparo coronário, a confecção da coroa protética, bem como sua cimentação no preparo, utilizaram a mesma sequência e os mesmos materiais. Dois corpos de prova, foram escolhidos aleatoriamente do total de dentes de cada grupo, compondo uma amostra excepcional de 6 dentes.

A amostra excepcional serviu para verificar quais seriam os resultados se o estresse mecânico não fosse realizado. Existe a necessidade de termos uma espécie de controle dos resultados, e a amostra excepcional foi o nosso ponto de partida simulando fadiga zero.



Figura 33

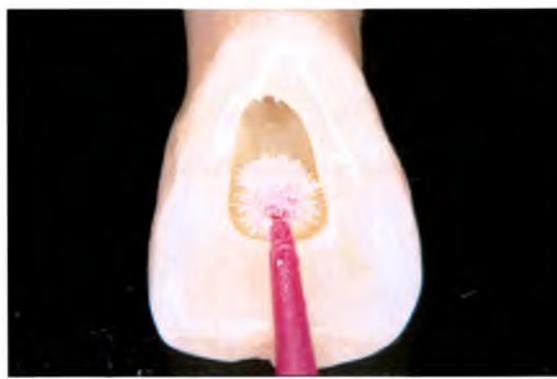


Figura 34

Figuras 33 e 34, mostram os procedimentos de condicionamento ácido e hibridização total da abertura endodôntica dos dentes do grupo 3.



Figura 35



Figura 36.

Figuras 35 e 36, mostram a restauração incremental de resina composta na abertura endodôntica.

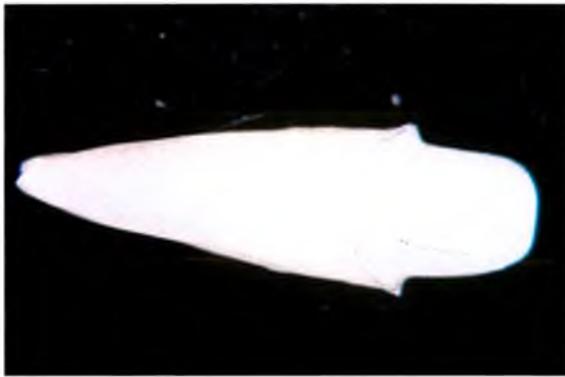


Figura 37. Preparo coronário padrão, grupo 3.



Figura 38. Delimitação cervical do preparo.



Figura 39. Dentes do grupo 3 preparados.



Figura 40. Casquetes cimentados.

4.5 - Montagem do corpo de prova para os testes:

Para a sessão de testes, corpo de prova fica sendo definido como o conjunto: dente embutido com epoxi no cilindro de alumínio e espaçado com material leve de moldagem.

Cilindros de alumínio com 4,0 cm de comprimento, 1,5 cm de diâmetro externo, foram cortados. Um cilindro para cada dente foi separado. Os cilindros eram espaçados com cera, internamente, com espessura de alívio de 0,2-0,3mm.

Os dentes foram montados em cada cilindro de modo que ficassem com a junção cervical e coroa 3mm para fora da superfície do cilindro. O material de preenchimento foi resina epóxica (Aralsul, RS, Brasil). Por se tratar de uma reação exotérmica, após a inclusão do material epoxi no cilindro, o conjunto foi colocado em recipiente com água para a presa do epoxi^{42, 74, 103}.



Figura 41.



Figura 42.

Figuras 41 e 42, mostram o cilindro de alumínio

Após 24 horas, o conjunto dente-epoxi era removido do cilindro de alumínio, com ligeiro aquecimento. O espaço correspondente à cera foi raspado. Este espaço foi preenchido com silicone de adição, pasta leve (Express – ligh body, 3M Dental Products, St Paul, MN, USA) para simular as condições do ligamento periodontal. Esta técnica, já foi anteriormente descrita⁴².



Figura 43. Cilindro de epoxi



Figura 44. Detalhe cervical em forma de crista óssea.



Figuras 45 e 46. Mostram o cilindro com o alívio de cera interno de 0,2mm. A cera foi removida para dar lugar ao material de moldagem, tipo leve.



Figura 47.



Figura 48.

Figuras 47 e 48, mostram a substituição do espaço preenchido pela cera anteriormente, e agora ocupado pelo material de moldagem.

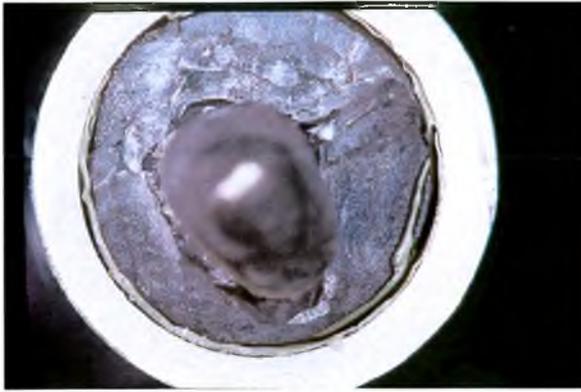


Figura 49.



Figura 50.

Figuras 49 e 50, mostram uma vista aproximada superior do corpo de prova e uma vista da quantidade do material leve que simula o ligamento periodontal.

4.6 – Peça de teste

A peça de teste é um dispositivo especial de apreensão, permitindo que o corpo de prova fique na máquina de teste em ângulo de 45° , para aplicação da força³¹. A peça de teste deve permitir que a força gerada no teste, seja ao máximo aproveitada pelo dente, ou seja, ter resultante máxima sobre o mesmo. Para isso toda a peça deve ser mais rígida que o corpo de prova. O cilindro de alumínio e a resina epóxica devem ser bastante rígidos também. Isso garante que a força programada para acontecer sobre o dente não seja perdida pelos demais componentes da peça ou do corpo de prova.

A peça foi confeccionada em aço inóx, com as seguintes características: orifício de colocação do corpo de prova em 45° com o longo eixo da peça; um parafuso de apreensão do corpo de prova; haste principal e base^{26, 74}.



Figura 51.



Figura 52.

Figuras 51 e 52, mostram as características da peça.



Figura 53.

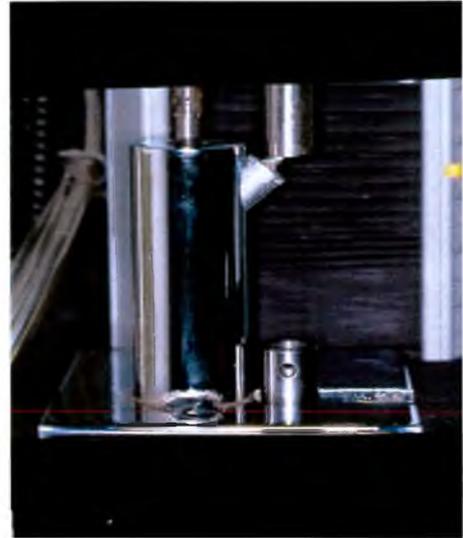


Figura 54.

Figuras 53 e 54. Mostram a haste de força atuando sobre o corpo de prova.

4.7 - Testes :

Um modelo não destrutivo de teste foi adotado. A máquina de teste foi a Instron Universal Test 4444 (Instron Corp, Canton, Mass, USA), do Departamento de Estomatologia, CCS - UFSC. Uma haste de aço executou a força. A Instron ficou assim programada. Força máxima 60N (6.12 kgf), força mínima 0N, frequência 1 ciclo por segundo (1.0 Hz)⁴². O número total de ciclos foi de 11.000, correspondente ao tempo total de fadiga de 3 hs por corpo de prova na máquina.

4.7.1 - Teste de fadiga: O teste de fadiga foi realizado com uma força cíclica. O tempo e número de ciclos usados foram citados no parágrafo anterior. Estes parâmetros de força, tempo e número de ciclos foram referenciados como os que mais reproduzem as condições do dente na boca⁴². Toda a amostra passou pelo teste, exceto a amostra excepcional, que serviu como um controle de referência. Esta amostra teve finalidade de verificar qual era o comportamento das raízes quando o teste de fadiga não era realizado, apenas a termociclagem.

4.7.2 - Termociclagem: Após os testes de fadiga, todos os corpos de prova (incluindo a amostra excepcional) foram submetidas à termociclagem por 500 ciclos, alternando a temperatura entre 5 e 65° C. Cada ciclo correspondeu ao intervalo de 33 segundos, 15 segundos em cada tanque com 3 segundos de mudança. A termociclagem teve como objetivo exacerbar distorções como trincas e fendas que foram causadas no teste de fadiga, facilitando a leitura dos resultados.

Foram constantes:

Número de dentes por grupo: n=10

Tipo de dente: incisivos centrais (comprimentos, espessuras igualmente distribuídos)

A endodontia: último instrumento, cone principal e técnica.

Tipo de preparo coronário (extensão, profundidade).

O tipo de preparo intra radicular para colocação dos pinos (diâmetro e comprimento).

Teste de fadiga: forças máxima e mínima, ângulo da força, dispositivo de apreensão, número de ciclos, frequência.

Termociclagem: número de ciclos e temperaturas.

Os tempos e solução de armazenagem.

O tipo e materiais de cimentação adesiva do pino.

O tipo de cimentação da coroa: fosfato de zinco

Tempo de envelhecimento: 30 dias após a cimentação da coroa.

Temperatura de envelhecimento: 37°C constante em estufa.

Foram variáveis:

A presença de pino: ausente, presente.

O tipo do pino: ausente, fibroresinoso, metálico fundido.



Figura 55



Figura 56

Figuras 55 e 56. Mostram o painel principal da Instron e a máquina de termo ciclo, do Laboratório de Pesquisas, do Departamento de Estomatologia, Universidade Federal de Santa Catarina.

4.7.3 – Imersão no corante:

Após os testes 4.1 e 4.2 terem sido realizados, a amostra foi armazenada por 30 dias em um recipiente único, mantido à 37°C.

Para facilitar os procedimentos seguintes, o conjunto dente e epoxi foi removido do cilindro de alumínio. Os corpos de prova, agora sem o cilindro de alumínio, foram imersos em um recipiente único contendo azul de metileno 0,5%, por 24hs. Depois foram lavados por 15 minutos em água corrente.

4.8 - Leitura dos resultados.

4.8.1 - Leitura 1.

Foi obtida durante os ciclos de fadiga para cada corpo de prova codificado (número e grupo). Os seguintes tipos de falhas foram pesquisadas:

Fratura radicular:

Fratura radicular cervical

Fratura radicular média-apical

Fratura na porção coronária do dente ou dente resina

Desprendimento da coroa

Desprendimento do pino

Fratura do pino

4.8.2 - Leitura 2.

A leitura 2 revelou, para cada grupo, o comportamento específico do terço cervical radicular submetido às condições do teste. Após o período de lavagem do corante, os corpos de prova foram novamente embutidos, ao nível incisal da coroa metálica, para proporcionar o corte.

Dois cortes, na região cervical de cada corpo de prova, foram feitos numa máquina Isomet (SBT South Bay Technology Inc., Model 650, USA) com disco de diamante (Diamond Wheel 4"x0.012", p/n DWH4123), do Laboratório de Materiais, do Departamento de Física, Universidade Federal de Santa Catarina. A distância entre os cortes foi de 1 milímetro.

Para a leitura, o corte que mostrasse a maior infiltração do corante era escolhido, representando o resultado do corpo de prova. Os cortes mais cervicais, em geral, foram os escolhidos.

O disco representativo de cada corpo de prova foi avaliado, segundo o seguinte critério:

- **Infiltração zero: (NOTA 0)** nenhum ponto de corante observado.
- **Infiltração leve: (NOTA 1)** corante em um ponto localizado do disco, não atingindo o pino.
- **Infiltração moderada: (NOTA 3)** corante em dois pontos do disco, atingindo o pino
- **Infiltração severa: (NOTA 5)** corante localizado em vários pontos do disco, generalizado, atingindo o pino.



Figura 57. Grupo sem pino

Figura 58. Grupo metálico fundido

Figuras 57 e 58, mostram dois discos considerados como padrão zero de infiltração. Estes corpos de prova pertencem à amostra excepcional (sem fadiga mecânica).

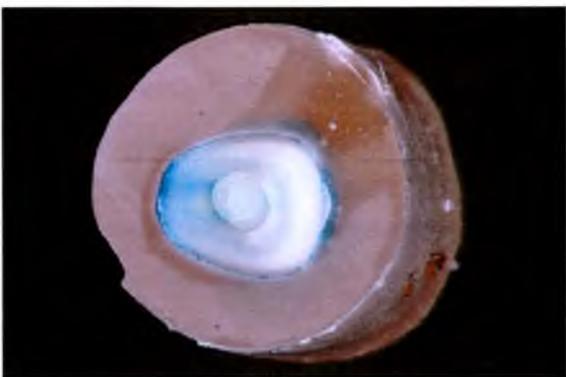


Figura 59. Grupo fibroresinoso

Figura 60. Grupo metálico fundido.

Figuras 59 e 60, mostram dois discos considerados como padrão leve de infiltração (com fadiga mecânica).



Figura 61. Grupo sem pino.

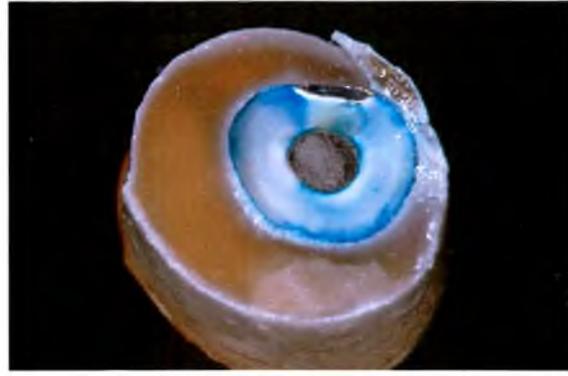


Figura 62. Grupo metálico fundido

Figuras 61 e 62, mostram dois discos considerados como padrão severo de infiltração (com fadiga mecânica).

5 RESULTADOS

A tabela um, mostra os resultados do grupo restaurado com pino metálico fundido, obtido pela leitura 2. Nenhum dente obteve nota zero (ausente de infiltração). Apenas dois dentes obtiveram nota 1 (infiltração leve), e seis dentes obtiveram nota 3 (infiltração moderada). Dois dentes obtiveram nota 5 (infiltração severa). A média obtida para este grupo foi 3,0.

Tabela 1 – RESULTADOS DO GRUPO 1 (núcleo metálico fundido).

grupo/nota	0	1	3	5
G 1.1			X	
G 1.2			X	
G 1.3		X		
G 1.4			X	
G 1.5			X	
G 1.6			X	
G 1.7		X		
G 1.8			X	
G 1.9				X
G 1.10				X

A tabela dois, mostra os resultados do grupo restaurado com pino fibro resinoso, obtidos pela leitura 2. Um dente obteve nota zero (ausente de infiltração). Cinco dentes obtiveram nota 1 (infiltração leve), e quatro dentes obtiveram nota 3 (infiltração moderada). Nenhum dente obteve nota 5 (infiltração severa). A média obtida para este grupo foi 1,7

Tabela 2 – RESULTADOS DO GRUPO 2 (núcleo fibroresinoso).

grupo/nota	0	1	3	5
G 2.1		X		
G 2.2		X		
G 2.3		X		
G 2.4			X	
G 2.5	X			
G 2.6		X		
G 2.7		X		
G 2.8			X	
G 2.9			X	
G 2.10			X	

A tabela três mostra os resultados do grupo restaurado sem a presença de pino, obtido pela leitura 2. Nenhum dente obteve as notas zero e um. Todos os dentes foram classificados como contendo infiltração de notas três e cinco. Oito dentes receberam nota cinco (infiltração severa). A média obtida para este grupo foi 5,0.

Tabela 3 – RESULTADOS DO GRUPO 3 (sem pino).

grupo/nota	0	1	3	5
G 3.1				X
G 3.2				X
G 3.3			X	
G 3.4				X
G 3.5				X
G 3.6				X
G 3.7				X
G 3.8				X
G 3.9				X
G 3.10			X	

A tabela quatro mostra os resultados do grupo excepcional. A média foi zero, o que já era esperado pela ausência de carga mecânica que os dentes foram submetidos.

Tabela 4 – RESULTADOS DO GRUPO EXCEPCIONAL (sem fadiga)

grupo/nota	0	1	3	5
G 1.11	x			
G 1.12	x			
G 2.11	x			
G 2.12	x			
G 3.11	x			
G 3.12	x			

A tabela cinco, mostra os resultados para da leitura 1. Nenhum dente falhou de forma destrutiva ao longo dos ciclos de fadiga.

Tabela 5 – RESULTADOS DA LEITURA 1

tipo falha	n =
fratura radicular	0
fratura radicular cervical	0
fratura radicular média-apical	0
frat. coronária (dentina ou resina)	0
desprendimento da coroa	0
desprendimento do pino	0
fratura do pino	0

6 RESULTADO ESTATÍSTICO

O teste estatístico Kruskal-Wallis foi utilizado, com auxílio de um estaticista, para observar diferenças entre os grupos. As comparações individuais foram obtidas através das médias dos grupos, onde $T = 16.25$ e $p = 0,0003$.

O nível de significância foi testado em dois níveis de precisão para avaliar os resultados. Quando $p < 0,01$ a significância foi de 99%. Quando $p < 0,05$ a significância foi de 95%.

Comparações individuais das médias por grupo

1,7 Fibroresina	1,7 Fibroresina
3,0 Metal	3,0 Metal
4,6 Sem pino	4,6 Sem pino
<hr/>	
$p < 0,01$	$p < 0,05$
<hr/>	

Obs.: As barras verticais indicam equivalência estatística.

Quando $p < 0,01$, não houve diferença entre as médias dos grupos metálico fundido e fibroresinoso, e ambos, foram melhores que o grupo sem pino. Este resultado é o mais consistente, entretanto, esta significância é bastante alta, 99%, e o p do teste Kruskal-Wallis igual 0,0003.

Quando $p < 0,05$, todos os grupos foram diferentes estatisticamente entre si. O grupo fibroresinoso foi melhor que o grupo metálico fundido, e ambos foram melhores que o grupo sem pino.

7 DISCUSSÃO:

A intenção deste estudo foi observar o comportamento biomimético dos pinos fibro resinosos em comparação aos pinos metálicos fundidos, através do nível de estresse gerado na região cervical dos dentes. Também, a influência da presença de um pino em dentes tratados endodonticamente e preparados para coroa total, foi observada. Para estas finalidades, um modelo de estudo não destrutivo foi usado. Estes protocolos simulam a durabilidade clínica das diversas técnicas e materiais restauradores, e permitem uma avaliação mais próxima da realidade¹⁰⁴. Dois tipos de estresses foram realizados. O estresse mecânico e térmico.

Os testes de fadiga tem sido muito recomendados como forma de estresse mecânico e apresentam algumas vantagens na avaliação dos materiais restauradores odontológicos¹⁰⁵. A maioria dos estudos realizados no passado, usavam uma força compressiva contínua para medir o limite de falha do conjunto núcleo raiz. Clinicamente, a quantidade de força compressiva, de uma só vez, sobre o dente é desprezível, a menos que algum trauma ocorra. Outros trabalhos, mostram que o comportamento mimético das forças oclusais de compressão, tração e cisalhamento não é imitado quando uma força catastrófica produz a falha¹⁰⁶. Dessa forma, apenas os traumas podem ser reproduzidos com forças contínuas progressivas. A aplicação de forças menores, de forma cíclica, sobre o dente, reproduz de forma mais verdadeira a função dos mesmos na atividade clínica¹⁰³. Consequentemente, qualquer avaliação de técnica ou material, que se faça com protocolos de teste usando fadiga, torna-se mais confiável.

A leitura dos resultados nos testes de fadiga não é simples. Em geral, os dados são avaliados com auxílio de microinfiltração de corantes. No caso em particular deste estudo, foi usada infiltração de corantes no terço cervical da raiz. Microinfiltração pode ser definida como a passagem clínica de bactérias, fluidos, moléculas ou íons na interface formada entre a parede cavitária e a parede do material restaurador aplicado à ela. Para materiais restauradores odontológicos, microinfiltração é considerada o fator clínico que mais influencia a durabilidade. Ela pode ser responsável por: manchamento marginal, degradação marginal, recidiva de cárie, hipersensibilidade, e patologia pulpar. Neste estudo, algumas condições fundamentais de um teste in vitro, envolvendo núcleos, foram reproduzidas para simular as funções orais. As mais importantes foram:

forças intermitentes com grande número de ciclos, termociclagem das amostras, simulação do ligamento periodontal, leituras não destrutiva das amostras, padronização das demais variáveis como comprimento radicular e tamanho da abertura coronária, desprendimento precoce e tardio, dos materiais restauradores odontológicos.

Os estudos envolvendo dentes, que utilizam métodos simulando a presença do ligamento periodontal, ainda são raros. Dietschi em 1998, e Sirimai, 1999 realizaram estudos de avaliação de sistemas de núcleos, onde o ligamento periodontal era reproduzido encerrando a raiz numa espessura de 0,2-0,3 mm e posteriormente substituindo a cera por material de moldagem tipo polivinil siloxano leve ^{42, 74}. Os autores, relataram que uma vantagem do procedimento era evitar que a raiz fosse reforçada pela estrutura rígida do epoxi, diretamente grudado à ela. Entretanto, para o teste de infiltração de corante, a aplicação de cera na superfície da raiz pode interferir na sua penetração. Outros estudos,

realizados com metodologias semelhantes, não reproduziram a condição do ligamento periodontal, no intuito de exercer a força mais diretamente sobre a raiz ¹⁰⁴. Neste estudo, a posição do ligamento periodontal foi modificada evitando a utilização de cera na superfície radicular. O ligamento periodontal foi simulado, no espaço de 0,2-0,3mm, criado entre o cilindro de epoxi e a parede interna do tubo de alumínio. Esta mudança, acelerou o processo de falha por fadiga na região cervical. Toda a força aplicada agiu, de forma direcionada, no terço cervical da raiz. A coroa e os demais terços radiculares estavam imobilizados pelo epoxi e coroa metálica respectivamente. O efeito de amortecimento do ligamento periodontal, localizado entre o epoxi e o alumínio, serviu para reduzir a intensidade da força, simulando a função do ligamento periodontal. Todos os demais componentes da peça de teste possuem resistências muitas vezes superiores aos materiais do corpo de prova.

O uso de corantes é o método mais antigo para detectar infiltração marginal e presença de trincas na estrutura de um dente, bem como, fornecer leitura para os testes de fadiga ¹⁰⁷. Entre as várias opções de corante, o azul de metileno tem sido usado em inúmeras pesquisas envolvendo infiltração ^{108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116}. Em geral, este método de detecção da infiltração, consiste na imersão de um dente extraído em solução contendo corante. Algum cuidado deve ser tomado para revestir as demais partes do dente, onde não se deseja a presença do corante, para que os resultados não sejam distorcidos. Isso pode ser feito com algum tipo de verniz ou resina a prova de água.

Neste estudo, as raízes estavam envolvidas pela resina epóxica. Após 24 hs de tempo de imersão, a amostra removida, lavada, e seccionada é submetida a uma observação visual para estabelecer a penetração do corante. Existem variações, segundo a literatura, que podem influenciar a infiltração promovida por corantes. São consideradas especialmente a concentração, o tempo de imersão, e o tamanho molecular. Concentração de 0,5% e tempo de imersão de 24 hs tem sido bastante recomendados.

Alguns estudos, verificando restaurações de classe V, mostram que apenas um corte sagital, pode não evidenciar o local de maior penetração do corante. Portanto, a realização de mais cortes pode revelar resultados mais expressivos, quando se trata da infiltração de corantes. Neste estudo, a penetração de corante na região cervical da raiz, foi verificada em 4 interfaces de avaliação, a partir de dois cortes em cada corpo de prova. A **interface mais representativa** foi a escolhida para a nota deste corpo de prova. Esta interface, continha, em geral, evoluções do(s) ponto(s) de infiltração registrados nas outras interfaces, representando melhor o corpo de prova (figuras 69 e 70). Se apenas um corte fosse feito, certamente que vários corpos de prova, seriam registradas com menor infiltração de corante, como no caso das restaurações de classe V, citado anteriormente¹⁰². Para todos os grupos avaliados, a interface mais cervical da raiz foi considerada a mais representativa, ou seja, continha a maior penetração de corante. Isso ocorreu, provavelmente, porque este foi o local que mais se flexionou durante os ciclos de força, gerando mais trincas e desorganização da dentina.

Uma menção especial deve ser feita em relação ao tamanho da molécula/partícula do corante e a implicação disso nas condições de teste. Por exemplo; fuccina básica se liga preferencialmente ao tecido cariado, podendo exibir um padrão de infiltração maior e mais profundo do que o real. Especialmente, a permeabilidade da dentina deve ser considerada. Tanto o diâmetro quanto o número de túbulos dentinários, por unidade de medida, variam dependendo do local.

Uma desvantagem dos testes de avaliação, feita com a penetração de corantes é que a leitura é subjetiva, sujeita a variações e falhas. A subjetividade na avaliação dos resultados tem sido reduzida pela calibração prévia dos avaliadores, e redução do número de avaliadores. Neste estudo apenas um profissional avaliou os resultados. O mesmo critério de avaliação foi usado para todos os dentes. O mesmo filme fotográfico, processo de revelação, e momento, foram usados. A avaliação foi feita em fotografias 10 X 15. As fotografias foram reavaliadas por 3 semanas, com intervalo de 7 dias. Qualquer divergência dos resultados era novamente confrontada.

A uniformidade das amostras também é um fator bastante explorado pela literatura. Um comprimento médio dos dentes de 20,0 mm foi usado para padronizar o comprimento radicular e o comprimento dos núcleos usados. Também, o procedimento endodôntico e o preparo interno da raiz foram padronizados, para que os desgastes radiculares exercessem a mínima influência sobre os resultados. Os preparos internos terminaram 3-4 mm antes do ápice radicular, entretanto, um núcleo poderia ser ligeiramente maior que o outro no caso dos dentes que desviavam do comprimento médio. Estes dentes estavam por igual distribuídos entre os grupos testados. Portanto, é esperado que tais variáveis tenham exercido a menor influência possível sobre os resultados.

Como a região cervical foi o foco principal de observação neste estudo, poderia ser questionada a heterogeneidade da amostra. Há possibilidade de, durante o processo de extração, haver danos aos dentes com influência nos resultados do estudo. Qualquer estudo, envolvendo dentes trás estes tipos de desvantagens, embora, menor nos dentes anteriores, devido a maior facilidade de extração quando comparados aos posteriores. Mesmo nos estudos onde dentes de animal, por exemplo, são utilizados. Entretanto, estes problemas podem ser detectados ao nível dos resultados quando: um comportamento muito variável se apresentar entre os corpos de prova de um mesmo grupo; e um comportamento semelhante dos resultados for verificado entre os grupos do total da amostra.

Neste estudo, além das trincas, a organização normal dos túbulos dentinários, da área cervical da raiz, foi avaliada pela infiltração. Portanto, um corante com tamanho de partícula menor que a abertura dos túbulos dentinários, ao nível da superfície cervical da raiz, poderia determinar que a penetração do corante ocorresse sem que desorganização estrutural da dentina. É esperado que a estrutura dentinária, mais ou menos estressada, se manifeste de forma diferente quando submetida ao corante. Neste estudo, isso pode ser comprovado quando, os resultados da amostra excepcional foram analisados. Nesta amostra, o teste de fadiga não foi feito, apenas termociclagem. A leitura por infiltração de corantes na região cervical mostrou um resultado igual entre os corpos de prova da amostra, independente da presença do pino, ou do tipo do pino. A amostra mostrou penetração zero de corante, servindo para caracterizar a “nota” **infiltração zero**. Esta nota apenas foi obtida neste grupo, exceto para um corpo de prova contendo pino fibro resinoso. O resultado deste corpo de prova é bastante expressivo, mais por ser em apenas um corpo de prova, não pode ser conclusivo. Ele mostra que é possível, após 11

mil ciclos de força, manter a região cervical intacta, como se o estresse não tivesse existido. Esse, poderia ser considerado um resultado ideal, quando se planeja inserir um núcleo em um dente. Outras pesquisas devem ser realizadas para que resultados de mais tempo e número de ciclos, possam ser avaliados e confrontados.

Os estudos mais recentes de infiltração incluem alguma forma de estresse térmico. A importância da termociclagem foi descrita, provavelmente em primeira mão, por Nelsen et al, 1952¹¹⁷. O autor, observou que as diferenças nos coeficientes de expansão térmica entre os diferentes materiais restauradores e as estruturas do dente, e a expansão térmica dos fluidos que ocupam as trincas da estrutura dental e da interface material – dente, geram uma exacerbação das distorções presentes, facilitando a penetração posterior do corante, bem como a observação visual e microscópica da sua penetração¹¹⁷. Algumas conclusões óbvias podem ser encontradas na literatura sobre a necessidade de se incluir termociclagem nos estudos de infiltração¹¹⁸. As temperaturas usadas nos estudos com termociclagem variam de 0°C à 68°C¹⁰⁸. O tempo usado para alternar a imersão no tanque quente e frio tem sido mostrado variar entre 10 segundos a dois minutos¹⁰⁹. Entretanto, tempos mais curtos expressam melhor a realidade clínica¹⁰⁵. O número de ciclos também tem variado de 1 à 2.500 ciclos. Porém, existe certa controvérsia entre os autores. Assim, como foi mostrado que a infiltração aumenta com o aumento do número de ciclos, o estudo de Mandras et al, 1991, mostrou não haver diferenças entre corpos de prova, termociclados 250 e 1000 vezes^{119, 120}. Este estudo usou o número de 500 ciclos alternados entre as temperaturas de 5-55°C, com intervalo de tempo de 15 segundos em cada tanque e 3 segundos de traslado. Esta indicação está bastante suportada pela literatura.

Materiais fibro resinosos, não são somente dependentes da escolha da matriz ou do tipo de fibra, mas também da sua resistência e forma. A adição de fibra à matriz polimérica da resina, tem sido mostrado, melhorar propriedades mecânicas como resistência à fratura, dureza, e resistência à fadiga. Porém, a metodologia de teste de cada estudo deve ser considerada. Um estudo recente, que mostrou o melhor desempenho de núcleos, feitos a partir de fitas de fibra de vidro, impregnada diretamente com resina composta, pode não ser clinicamente aceito. Isso porque a metodologia não reproduziu as condições mais importantes da boca, as quais os núcleos são submetidos, em especial a fadiga e o revestimento coronário com algum tipo de coroa. Quando a força é diretamente exercida sobre a porção coronária do núcleo, sem a presença de uma coroa, pode-se esperar um comportamento de resistência diferente da

realidade clínica. Como descrito por Assif et al, 1993, uma coroa total rígida, com a presença de uma pequena férula de dentina, modifica a distribuição das forças sobre o complexo núcleo – raiz ⁸⁷. Um outro ponto que poderia ser discutido naquela metodologia, é o fato de que, a termociclagem não foi executada, uma outra condição considerada importante para os testes in vitro. Estas mesmas limitações também podem ser encontradas em outros estudos ^{63, 73}.

Num estudo sobre resistência à fratura de raízes restauradas com pinos fundidos e pinos de fibra, ficou demonstrado, que para os núcleos de fibra, a maior parte das falhas ocorria na interface pino – “munhão”. Em contrapartida, os núcleos fundidos tiveram um percentual de falhas por fratura radicular de 91% ⁷³. Entretanto, a metodologia usou força contínua e não intermitente (fadiga), o que poderia questionar os resultados. Mesmo assim, é uma questão de discutirmos qual falha deve ser evitada e a qual preço. Falhas por fratura radicular, geralmente comprometem a permanência do dente. Portanto, são as mais indesejáveis.

Neste estudo, os resultados mostraram tendências já encontradas anteriormente em outras pesquisas, com o mesmos materiais e metodologias semelhantes. Entretanto, isto só foi verificado quando os núcleos estavam presentes. Os resultados deste estudo para a comparação entre a presença ou ausência de pinos foram diferentes. Para o grupo de dentes tratados endodonticamente, restaurados com resina ao nível coronal, **sem pinos**, preparados e revestidos com coroa rígida (metálica) os **piores resultados** foram mostrados. A comparação mostrou um menor padrão de estresse (infiltração) dos dentes com pinos quando comparados aos sem pinos. Este resultado é divergente de muitos estudos, que concluem que o uso de pinos intra radiculares enfraquecem a raiz do dente aumentando sua chance de fratura ^{3, 10, 23, 24, 25, 32, 33, 96}. Também, indica que os dentes sem pino, sob as condições testadas neste estudo, tem maior chance de fratura na região cervical radicular.

Uma explicação para esta divergência pode ser a metodologia empregada neste estudo, diferente dos demais. Aqui, um teste não destrutivo foi usado, enquanto que nas outras pesquisas apenas testes destrutivos foram usados. Este teste permitiu simular uma situação clínica longitudinal, mostrando que a presença de algum tipo de estrutura rígida intra radicular, para este ensaio específico (preparos totais e coroas rígidas) torna a raiz mais resistente à força exercida. Outra seria o fato de que pouca quantidade de dentina intra radicular foi removida pela endodontia e confecção do pino. Sabe-se, que a quantidade de dentina removida é a principal razão para o enfraquecimento da raiz.

A hipótese, de que um núcleo fibro resinoso transmite menos estresse para sua raiz correspondente foi verificada pela leitura 2 dos resultados. Este padrão de resultados tem sido mostrado por inúmeros outros pesquisadores. O fato de que o núcleo metálico fundido transmite mais estresse, está ligado diretamente ao seu alto módulo de elasticidade e maior rigidez. Esses valores são considerados excessivos quando comparados a estrutura dental dentinária, que compreende a raiz. O núcleo fibro resinoso possui valores muito mais aproximados aos da raiz. Isso, provavelmente, faz com que a raiz sofra menor estresse.

Apenas um corpo de prova, contendo pino fibro resinoso, foi capaz de evitar completamente os danos causados à região radicular cervical, seguindo a metodologia deste estudo. Esta situação poderia ser considerada ideal, quando planejamos restaurar um dente nas condições deste estudo.

Os resultados obtidos na leitura 1 foram todos negativos. Nenhum tipo de falha destrutiva foi observada. Estas falhas poderiam ser: fratura radicular; fratura radicular cervical; fratura radicular cérvico-apical; fratura na porção coronária do dente ou dente resina; desprendimento da coroa; desprendimento do pino; fratura do pino, foi observada. Este resultado, mostrou que o **desenho do estudo foi específico** para um tipo de teste não destrutivo. A utilização de uma força de maior intensidade certamente causaria alguma das falhas relatadas anteriormente, não permitindo que os corpos de prova chegassem ao final do teste de fadiga, e portanto invalidando-os para a leitura feita a partir da infiltração de corantes.

8 CONCLUSÕES

1 – O estudo mostrou que uma metodologia específica de fadiga foi capaz de revelar a influência da presença ou ausência de um pino, bem como, do tipo de pino, na estrutura radicular cervical, confirmados pela significância estatística dos resultados.

2 – Os dentes não contendo núcleos tiveram o maior padrão de infiltração radicular cervical, o que significa mais estresse. Estes dentes provavelmente tem maior chance de fraturar sob as condições a que foram submetidos neste estudo.

3 – Os dentes que receberam pinos fibroresinosos tiveram menor padrão de infiltração cervical, na comparação direta com dentes que receberam pinos metálicos fundidos. Segundo as condições, as quais os dentes deste estudo foram submetidos, pinos fibroresinosos foram capazes de tornar as raízes mais resistentes às forças de fadiga.

4 – Mais estudos deveriam ser encorajados, para que as hipóteses testadas neste estudos, sejam reproduzidas em diferentes tempos de fadiga e número de ciclos, ou mesmo com materiais diferentes.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. STOCKTON, L., LAVELLE, C.L.B., SUZUKI, M. Are posts mandatory for the restoration of endodontically treated teeth? **Endod Dent Traumatol**, v. 14, p. 59-63, 1998.
2. BLITZ, N., SEROTA, K.S. Rehabilitation of the Endodontically Treated Tooth. Exploding the myths, defining the future. **Oral Health**, p. 19-24, Dec. 1995.
3. CHRISTENSEN, G.J. Post and Cores: State of the Art. **JADA**, v.129, p. 96-97, Jan. 1998.
4. HELFER, A.R., CONN, S., MELVICK, S., CONN, H., SCHILDER, H. Determination Of the Moisture Content of Vital and Pulpless Teeth. **Oral Surg**, v. 34, n. 4, p. 661-670, Oct. 1972.
5. REECH, E.S., MESSER, H.H., DOUGLAS, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endodont**, v. 15, p. 512-16, 1989.
6. HUANG, T.J., SHINDLER, H., NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endodont**, v. 18, p. 209-215, 1992.
7. SEDGLEY, C.M., MESSER, H.H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J Endodont**, v.18, p. 332-335, 1992.
8. NATHANSON, D., DIAS, K., ASHAYERI, N. The significance of retention in post and core restorations. **PPAD**, v. 2, p. 82-89, 1993.
9. MANNING, K.E., YU, D.C., YU, H.C., KWAN, E.W. Factors To Consider For Predictable Post And Core Build-Ups Of Endodontically Treated Teeth. Part I: Basic Theoretical Concepts. **Journal of Canadian Dental Association**, Vancouver, v. 61, n. 8, p. 685-695, Aug/Out. 1995a.
10. SORENSEM, J.A., MARTINOFF, J.T. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.51, p. 780-84, 1984.
11. TROPE, M., MALTZ, D.O., TRONSTAD, L. Resistance of fracture of restores endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol**, v. 1, p. 108-111, 1995.
12. GRIMALDI, J. Measurement of the lateral deformation of the tooth crown under axial compressive cuspal loading. Thesis. **University of Otago**, 1971.

13. CARTE, J.M., SORENSEN, S.E., JOHNSON, R.R. et al. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. **J Biomech**, v. 16, p. 841-48, 1993.
14. RIVERA, E., YAMAUCHI, G., CHANDLER, G. et al. Dentin collagen cross-links of root-filled and normal teeth. **J Endodont**, v. 14, p. 195, 1998.
15. MEISTER, F., LOMEL, T.J., GERSTEIN, H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. **Oral Surg**, v. 49, p. 243-53, 1980.
16. OBERMAYR, G., WALTON, R.E., LEARY, J.M., et al. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. **J Prosthet Dent**, v. 66, p. 181-86, 1991.
17. MAGNE P., DOUGLAS W.H. Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. *Quintessence Int* 2000;31:5-8.
18. McLEAN, A. Criteria for the Predictably Restorable Endodontically Treated Tooth. **CDA**, v. 64, n. 9, p. 652-656, Oct. 1998.
19. McLEAN, A. Predictably Restoring Endodontically Treated Teeth. **CDA**, v. 64, n. 11, p. 782-88, Dec. 1998.
20. SIRIMAI, S., RISS, D.N., MORGANO, S.M., An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 3, p. 262-9, 1999.
21. TJAN, A.H.L., ABBATE, M.F. Temperature rise at root surface during post-space preparation. **J Prosthet Dent**, v.69, n.1, p. 41-5, 1993.
22. MANNING, K.E., YU, D.C., YU, H.C., KWAN, E.W. Factors To Consider For Predictable Post And Core Build-Ups Of Endodontically Treated Teeth. Part II: Clinical Application of Basic Concepts. **Journal of Canadian Dental Association**, Vancouver, v. 61, n. 8, p. 696-707, Aug/Out. 1995b.
23. GUZI, G.E., NICHOLLS, J. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J Prosthet Dent**, v. 42, p. 39-44, 1979.
24. KANTOR, M.K., PINES, M.S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J Prosthet Dent**, v. 38, p. 405, 1977.
25. LOVDAHL, P.E., NICHOLLS, J.J. Pin retained amalgam cores vs cast gold dowel and cores. **J Prosthet Dent**, v. 38, p. 507-14, 1977.

26. DEAN, J.P., JEANSONNE, B.G., SARKAR, N. In vitro evaluation of a Carbon Fiber Post. **J Endod**, v.24, n. 12, p. 807-10, 1998.
27. GLASSMAN, G.D., SEROTA, K.S. Rehabilitation of Endodontically Treated Tooth. **Dental Clinical of North America**, v.42, n.4, p. 799-811, Oct. 1998.
28. GUTMANN, J.L., TIDWELL, E. Restoring Endodontically Treated Teeth. **Texas Dental Journal**, p. 14-23, Oct. 1997.
29. SMITH, C.T., SCHUMAN, N.J., WASSON, W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. **Quintessence Int**, v.29, n.5, p. 305-12, 1998.
30. COHEN, B.I., DEUTSCH, A.S., MUSIKANT, B.L. Cyclic fatigue testing of six endodontic post systems. **J Prosthodont**, v.2, p. 28-32, 1993.
31. STOCKTON, L.W. Factors affecting retention of post systems: A Literature review. **J Prosthet Dent**, v.81, n.4, p. 380-5, 1999.
32. ABOUT-RASS, M. Post and core restoration of endodontically treated teeth. **Curr Opin Dent** 1992; 2:99-107. 31.
33. MORGANO, S.M. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent** 1996;75:375-380.
34. DALLARI, A., ROVATTI, L. Six year of in vitro/in vivo experience with Composipost. **Compend Conti Educ Dent** 1998; 20 (Suple):S57-S63.
35. FREDRIKSSON M, ASTBACK, J., PAMENIUS, M. et al. A restrospective study on 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent** 1998; 80:151-157.
36. MANNOCCI K, VICHI, ^a, FERRARI M., Carbon fiber versus cast post: A two year recall. **J dent Res** 1998; 77:1259 (abstract 419).
37. FERRARI, M, VICHI, ^a, MANNOCCI, F., MASON, P.N. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **American Journal of Dentistry**. V.13, Special Issue, May, 2000a.

38. FERRARI, M, VICHI, ^a, GARCIA GODOY, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast posts and cores. **American Journal of Dentistry**. V.13, Special Issue, May, 2000b.
39. ESPEVIK S. Stress/strain behavior of dental amalgams. **Acta Odontol Scand** 197; 36:103-11, 1999.
40. BATES, J.F., STAFFORD, G.D., HARRISON, A. Mastigatory function: A review of the literature II. Speed of movements of the mandible, rate of chewing and forces in chewing. **J Oral Rehabil**, v. 2, p. 349-361, 1975.
41. MESSERMANN, T., RESWICK, J.B., GIBBS, C. Investigation of functional mandibular movements. **Dent Clin North Am**, v. 13, p. 629-42, 1969.
42. DIETSCHI, D., ROMELLI, M., GORETTI, A. Evaluation of Post and Cores in the laboratory: Rationale for developing a fatigue Test and Preliminary Results. **Compendium**, v.17, n. 20, p. 65-73, 1998.
43. HUYSMANS, M.C., VAN DER VARST, P.G., SCHAEFER, R. et al. Fatigue behavior of direct post-and-core restored pre-molars, **J Prosthodont**, v. 71, p. 1145-50, 1992.
44. DICKEY, D.J., HARRIS, Z., LEMON, R.R., et al. Effect post preparation on the apical seal. **J Endodont**, v. 7, p. 322-29, 1981.
45. HENRY, P.J. Photoelastic analysis of post-and-core restorations. **Aust Dent J**, v.22, p. 157-63, 1977.
46. MAHLER, D.B., PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. **J Dent Res**, v. 34, p. 831-838, 1995.
47. ELGELMAN, M.J., SORENSEN, J.A., AVERA, S.P., LEW, D. Effect of luting agents on corrosion resistance of metal post. **J Dent Res**, v.69, p. 223, 1990.38. LACY, A.M. Adhesive Restoration of a Nonvital Anterior Tooth Using a Carbon-Fiber Post and All-Porcelain Crown. **PPAD**, p. 1-9, Set. 1995.
48. ARVIDSON, K., WROBLEWSKI, R. Migration of metallic ions from screwposts into dentin and surrounding tissues. **Scand J Dent Res**, v. 86, p. 200-205, 1978.
49. WEINE, F.S., WAX, A.H., WENCKUS, P. et al. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. **J Endod**. 17:293-297, 1991

50. TORBJORNER A., KARLSSON S., ODMAN P. A. Survival rate and failure characteristics for two post designs. **J Prosthet Dent.** 73:439-444, 1995
51. MENTINK A. G., MEENWISSER, R., KAYSER, A. F., et al. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. **J Oral Rehabil.** 20:455-461, 1993
52. HATZIKYRIAKOS, A.H., REISIS, G.I. A 3 -Year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. **J Prosthet Dent**, v.67, n. 4, p. 454-58, Apr. 1992.
53. CHAN, R.W., BRYANT, R.W. Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. **J Prosthet Dent**, v. 48, p. 401-06, 1982.
54. LOVE, R.M., PURTON, D.G. Retention of Posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. **Journal of Dentistry**, n. 26, p. 599-602, 1998.
55. IZIDOR, F., OEDMANN, P., BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont**, v. 9, p. 131-36, 1996.
56. ALBUQUERQUE, R.C., DUTRA, R.A., VASCONCELLOS, W.A. Pinos intra-radiculares de Fibras de Carbono em restaurações de Dentes Tratados Endodonticamente. **Revista da APCD**, v. 52, n. 6, p. 441-44, nov/dez. 1998.
57. DURET, B., REYNAUD, M., DURET, F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire: le composipost I. **Chir Dent Fr**, v. 542, p. 69-77, 1990.
58. KING, P.A., SETCHELL, D.J. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for restoration of pulpless teeth. **J Oral Rehabil**, v. 17, p. 599-609, 1990.
59. PAYNE, P.D.G. Comparison of Carbon Fiber and StainlessSteel Root Canal Posts: Is Better material than stainless Steel for Rott canal posts? **Quintessence Int**, v. 27, p. 93-97. 1996.
60. MAGNE, P., MEDDENT, A., VERLUIIS, A., DOUGLAS, W.H. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on stress distribution in porcelain vengers. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 3, p.335-44, Mar. 1999.
61. MARTINEZ - INZUA, A., SILVA, L. da, RILO, B., SANTANA, U. Comparison of the fracture resistences of pulpless teth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent**, v.80, n.5, p. 527-32, 1998.
62. OLIVA, R.A., LOWE, J.A. Dimensional stability of composite used as a core material. **J Prosthet Dent**, v. 56, p. 552-56, 1986.

63. SODOLI, G.E., KING, P., SETCHELL, D.J. In vitro evaluation of a Carbon Fiber post system. **J Prosthet Dent**, v. 78, p. 36-39, July, 1997.42. KWIATKOWSKI, S.J., GELLER, W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post-and-core. **Int J Prosthodont**, v. 2, 51-55, 1989.
64. FREEDMAN, G., FADI, F. The Carbon Fibre Post: Metal-free, Post-Endodontic Rehabilitation. **Oral Health**, p. 23-30, Feb. 1996.
65. MOLL, J.F.P., HOWE, D.F., SVARE, C.W. Cast gold post-and-core and pin retained composite resin bases: a comparative study in strength. **J Prosthet Dent**, v. 40, p. 642-44, 1978.
66. TORBJORNER, A., KARLSSON, T.A., SYVERUD, M. HENSTEN-PETTERSEN, A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. **Eur J Oral Sci**, v. 104, p. 605-611, 1996.
67. RIBBOND, Inc. Constructing a ribbond composite-laminate endo post and core: In: Ribbond bondable reinforcement ribbon: instruction manual. Seattle: Ribbond, Inc, p. 29-36, 1992-1997.
68. DRUMMOND, J.L. In vitro evaluation of endodontic post. **Am J Dent**. v.13, special issue, May, 2000.
69. ISAAC, DH. Engeneering of fibre reinforceddb composites. In: Vallitu PK The First symposium oin fibre reinforced plastics in dentistry. Turku, Finland, Biomaterials Project, **Instituite of Dentistry**, 1997; 1-21
70. ROVATTI et al. DRUMMOND, J.L. In vitro evaluation of endodontic post. **Am J Den**. v.13, special issue, May, 2000.
71. LUI, J.L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic post. **Quintessence Int**, v.25, n.5, p. 313-319, 1994.
72. COHEN, B.I., PAGNILLO, M.K., CONDOS, S., DEUTSCH, A.S. Four materials measured for fracture strength in combination with five designs of endodontic posts. **J Prosthet Dent**, v. 76, p. 487-95, 1996.
73. PURTON, D.G., PAYNE, J.A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. **Quintessence Int**, v. 27, p. 23-7, 1996.

74. SIRIMAI, S., RIIS, D.N., MORGANO, S.M. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fractured of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **J Prosthet Dent**. 81:262-9. 1999.
75. ASSIF, D., OREN, E., MARSHAK, B.L., AVIV, I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J Prosthet Dent**, v. 69, p.36-40, 1996.
76. AHMAD, I. Yttrium-Partially Stabilized Zirconium Dioxide Posts: An Approach to Restoring Coronally Compromised Nonvital Teeth. **Int J Period Rest Dent**, v. 18, n.5, p.455-65, 1998.
77. KAKEHASHI, Y., LUTHY, H., NAEF, R., WOHLWEND, A., SCHARER, P. A New All-Ceramic Post and Core System: Clinical, technical, and in vitro Results. **Int J Period Rest Dent**, v.18, n. 6, p. 587- 593, 1998.
78. KWIATKOWSKI, S.J., GELLER, W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post-and-core. **Int J Prosthodont**, v. 2, 51-55, 1989.
79. MEVENBERG, K.H., LUTHY, H., SCHARER, P. Zirconia post: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. **J Esthet Dent**, n. 7, p. 73-80, 1995.
80. PISSIS, P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. **PPAD**, v. 7, p. 83-84, 1995.
81. THRESHER, R.W., SAITO, G.E. The stress analysis of human teeth. **J Bionicch**. v. 6, p. 443-49, 1973.
82. SCHWEIGER, M., FRANK, M., von CLAUSBRUCH, S.C., HÖLAND, W., RHEINBERGER, V. Microstructure and Properties of a Pressed Glass-Ceramic Core to a Zirconia Post. **Quintessence Dental Technology**, p. 73-78, 1998.
83. SCHWEIGER, M., FRANK, M., von CLAUSBRUCH, S.C., HÖLAND, W., RHEINBERGER, V. Mechanical properties of a pressed ceramic core to a zirconia post. **QDT**, v. 21, p. 71-77, 1998.
84. McLAREN, E.A., SORENSEN, J.A. Flexural strength of ceramic materials with different treatments. **J Dent Res**, v. 76, p. 392, 1997.
83. SORENSEN, J.A., AVERA, S.P., FANUSCU, M.I. Effect of veneer porcelain on all-ceramic crown strength. **J Dent Res**, v. 71, p. 320, 1992

84. SORENSEN, J.A., MITO, W.T. Rationale And Clinical Technique for Esthetic Restoration of Endodontically Treated Teeth With The Cosmopost And IPS Empress Post System. **Quintessence Dental Tecnology**, p. 81-90, 1998.
85. KAYSER, A.F., LEEMPOEL, J.B., SNOEK, P.A. The Metal Post and Composite Core Combination. **J Oral Rehab**, v. 14, p. 3-11, 1987.
86. STANDLEE, J.P., CAPUTO, A.A. HANSON, E.C. Retention of endodontic dowels: Effects of cements, dowel length, diameter, and design. **J Prosthet Dent**, v. 39, p. 401-05, 1978.
87. ASSIF, D., BITENSKI, A., PILO, R., OREN, E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeh with complete crows. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 1, p. 36-40, 1993.
88. BERTELLI, E. Valutazione degli sforzi nel perno moncone tradizionale ed in quello cosiddetto "passivo". **Minerva Stomatologica**, v. 42, n. 11-12, p. 525-32, Nov/dez. 1993.
89. JOHNSON, J.K., SAKAMURA, J.S., Dowel form and tensile force. **J Prosthet Dent**, v. 40, p. 645-49, 1978.
90. MARTIGNONI, M., BAGGI, L., COCCHIA, D., MARTIGNONI, M. Il perno moncone passivo. **Attualita Dentale**, v.6, n.38, p. 28-33, Nov. 1990.
91. GELFAND, M., GOLDMAN, M., SUNDERMAN, E.J. Effects of complete vengers crows on the compressive strength of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v. 52, p. 635-638, 1984.
92. LIBMAN, W.J., NICHOLLS, J.I. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int J Prosthodont**, v. 8, p. 55-161, 1995.
93. GOLDMAN, M., DeVITRE, R., WHITE, R., NATHANSON, D. An SEM Study of Posts Cemented with an Unfilled Resin. **J Dent Res**, v. 63, n. 7, p. 1003-1005, July, 1984.
94. LOVE, R.M., PURTON, D.G. Retention of Posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. **Journal of Dentistry**, n. 26, p. 599-602, 1998.
95. ROVATI, L., MASON, P.N., DALLARI, A. New research on endodontic carbon-fiber posts. **Minerva Stomatol.** 43:557-563, 1994
96. STOCKTON, L.W., WILLIAMS, P.T. Retention and shear bond strength of two post systems. **Oper Dent.** 24:210-216, 1999.

97. STANDLEE, J.P., CAPUTO, A.A. Endodontic dowel retention with various resinous cements. **J Prosthet Dent**, v. 66, p. 24-29, 1991.
98. STERN, N., HIRSCHFELD, Z. Principles of preparing endodontic treated teeth for dowel and core restoration. **J Prosthet Dent**, v. 30, p. 162, 1973.
99. CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.P. Pins and Posts – Why, When and How. **Dent Clin North Am**, v. 20, 299-311, 1976.
100. HADDIX, J.E., MATTISON, G.D., SCHULMAN, C.A., et al. Post preparation techniques and their effect on the apical seal. **J Prosthet Dent**, v. 64, p. 515-519, 1990.
101. MATTISON, G.D., DELIVANIS, P.D., THACKER, R.W., et al. Effect of post preparation on the apical seal. **J Prosthet Dent**, v. 51, p. 785-89, 1984.
102. THORSTEINS, S., YAMAN, P., CRAIG, R.G. Stress analyses of four prefabricated post. **J Prosthet Dent**, v. 67, p.30-33, 1992.
103. PLASMANS, P.J.J.M., VISSEREN, L.G.H., VRIJHOEF, M.M.A., KAYSER, A.F. In vitro comparison of dowel and core technique for endodontically treated molars. **J Endodontol**. 12:382-7, 1986.
104. KOVARICK, R.E., BREEDING, L.C., CAUGHMAN, W.F. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. **J Prosthetic Dent** 68:584-90, 1991.
105. OUTWAITE, W.C., TWIGGS, S.W., FAIRHURST, C.W., KING, G.E. Slosts vs pins: a comparison of retention under simulated chewing stresses. **J Dent Res**. 61:400-2, 1982.
106. TRABERT, K.C., CAPUTO, A., ABOU-RASS, M. Tooth fracture – a comparison of endodontic and restorative treatments. **J Endodontol**. 4:341-5, 1978.
107. KING, RFH. Blue ink as a test for water-tight fillings. **British J Dent Science**, v.17, p.423-425, 1974.
108. ALANI, A.H., TOH, C.G. Detection of Microleakage around Dental Restorations: a Review. **Oper Dent**, 22, p.173-185, 1997.
109. HIRSCH, L., WEINRED, M.M. Marginal fit of acrylic restorations. **JADA**, v. 56, p.13-21, 1958.

110. SANDERSS.H., DOOLEY, R.J. A comparative study of polycarbolylate cement as a root-canal sealer utilizing roughned and non-roughned silver points. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Phatology**, v. 37, p629-640, 1974.
111. BARRYG.N., FRIEDL, I.L. Sealing quality of two polycarboxylate cements used as root canal sealers. **J Endod**, v.1, p.107-111, 1975.
112. FOGEL, B.B. A comparative study of five materials for use in filling root canal spaces. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Phatology**, v. 43, p. 284-299, 1977.
113. JACOBSEN E.L., BERY, P.F., BEGOLE, E.A. The effectiveness of apical dentin plugs in sealing endodontically treated teeth. **J Endod**, v.11, p. 289-293, 1985.
114. EL-DEED, M.E. The sealing ability of injection-model thermoplasticized gutte-percha. **J Endod**, v.11, p. 84-86, 1985.
115. SPANBERG, L.S., ACIERNO, T.G., YONGBUM-CHA, B. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. **J Endod**, v. 15, p. 548-551, 1989.
116. MATHIS, R.S., DEWALD, J.P., MOODY, C.R., FERRACANE, J.L. Marginal leakage in classe V composite restorations with glass ionomer liners in vitro. **J Prosthet Dent**, v.63, p.522-525, 1990.
117. NELSEN, R.J., WOLCOTT, R.B., PAFFENBARGER, G.C. Fluid exchange at the margins of dental restorations. **JADA**, v.44, p.288-295, 1952.
118. KIDD, E.A.M. Microleakage: a review of literature. **J Dent**, v.4, p. 199-206, 1976.
119. PETERSON, E.A., PHILLIPS, R.W., SWARTZ, M.L. A comparison of the physical properties of four restorative resins. **JADA**, v.73, p. 1324-1336, 1966.
120. MANDRAS, R.S. RETIEF, D.H. RUSASEL, C.M. The effects of thermal and occlusal stressses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentin bonding system. **Dental Materials**, v.7, p.63-67. 1991.