UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE

“Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em titânio c.p.”

Luiz Ricardo Menani

**Ribeirão Preto
2005**

Luiz Ricardo Menani

“Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em titânio c.p.”

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia (Área de concentração: Reabilitação Oral).

Orientadora: **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**

**Ribeirão Preto
2005**

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Menani, Luiz Ricardo

Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. Ribeirão Preto, 2005.

127p.: il; 30cm.

Tese (Mestrado – Programa de Pós-graduação em Odontologia – Área de concentração: Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP.

Orientadora: Rossana Pereira de Almeida Antunes

1) prótese dental. 2) núcleo metálico fundido. 3) titânio comercialmente puro. 4) teste de tração.

Candidato: Luiz Ricardo Menani

Título da tese: *“Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em titânio c.p.”.*

A Comissão Julgadora dos trabalhos de defesa de tese, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre, em sessão pública realizada em ____/____/____, considerou o candidato: _____

1) Presidente: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes.

Professora Livre-docente do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.

ASSINATURA: _____

2) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Departamento: _____

ASSINATURA: _____

3) Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Departamento: _____

ASSINATURA: _____

Dedicatória:

*À minha adorada família, meu pai **Moacir**, minha mãe **Delza**,
meu irmão **Rogério**. Vocês são fundamentais e responsáveis por
todas as minhas conquistas. Compartilho e sou grato a vocês
por esta e outras vitórias da minha vida.*

*À minha namorada **Paola**, pelo seu companheirismo, compreensão
e amor, que me trouxe paz nas horas mais difíceis.*

*À **José Renato Menani** (in memorian).*

*À **Deus**
que é ciência plena
e como tal, nos permite aproximação
através da busca do conhecimento.*

Agradecimentos Especiais:

À Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes, minha orientadora de mestrado e futuramente de doutorado. Agradeço pela amizade, orientação e confiança em mim depositada. Obrigado por sempre atuar do meu lado, sendo fator fundamental nesta etapa da minha vida.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, exemplo de competência e de profissionalismo, por ter contribuído de forma imprescindível para o desenvolvimento deste projeto.

Agradecimentos:

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto e à Universidade de São Paulo, que me acolheram, proporcionaram conhecimento e educação durante esses anos de sólida e prazerosa convivência.

À FAPESP, pelo financiamento deste projeto de pesquisa; À CAPES, pela concessão da bolsa que pleiteou meus estudos durante o curso de mestrado.

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese (DMDP) da FORP-USP, por oferecer grandiosa estrutura para a realização desta pesquisa e a todos os seus professores, pelos ensinamentos durante esses anos.

À Comissão de Pós-graduação da FORP-USP, pela oportunidade oferecida.

Aos professores membros da banca examinadora, por se mostrarem disponíveis em avaliar este trabalho.

À Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, pelo grande apoio durante a graduação e pós-graduação e, juntamente com o Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, por disponibilizar o uso do Laboratório de Análise de Corrosão e Solda a Laser (DMDP).

Ao NAP/MEPA (ESALQ-USP), em nome do Prof. Elliot Watanabe Kitajima, pela disponibilidade do uso do microscópio eletrônico de varredura para a realização das análises superficiais deste trabalho de pesquisa.

Ao Prof. Dr. Heitor Panzeri, coordenador do Laboratório integrado de Pesquisa em Biomateriais (DMDP), pela disponibilidade de uso dos equipamentos lá presentes.

Ao amigo e técnico Ricardo de Souza Antunes, cujo apoio foi de fundamental importância durante a realização deste trabalho, meus profundos agradecimentos.

Ao técnico Luiz Sérgio Soares, e ao Sr. Odair Rosa da Silva, da Oficina de Precisão (DMDP) da FORP-USP, pelos serviços prestados para a realização deste estudo.

À engenheira Ana Paula Macedo, pela cooperação neste trabalho de pesquisa.

Aos técnicos José de Godói Filho, Fernando Schiavetto e Edson Volta, pela inestimável ajuda neste trabalho de pesquisa.

Às secretárias do DMDP: Regiane C. Tirado Damasceno e Ana Paula Xavier; e da Seção de Pós-graduação: Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto.

Ao amigo Hilmo Barreto Leite Falcão Filho, pela colaboração nas diversas ocasiões desta empreitada.

A todos os amigos de Pós-graduação da FORP e aos companheiros da Associação de Pós-graduandos do campus da USP de Ribeirão Preto, que fizeram parte dos momentos mais relevantes desta minha caminhada.

E a todas as pessoas que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho...

*Os limites do pensamento são estabelecidos menos de fora,
pela plenitude ou pobreza de experiências com que a mente defronta,
do que de dentro, pelo poder de concepção, pela riqueza de noções
formuladoras com que a mente enfrenta as experiências.*

(Suzanne K. Langer)

Este trabalho foi desenvolvido no
Depto. de Materiais Dentários e
Prótese da Faculdade de Odontologia
de Ribeirão Preto – Universidade de
São Paulo, com auxílio **FAPESP**
(Proc.n.04/14581-6).

Resumo

Resumo

MENANI, L.R. **Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em titânio c.p.** 2005. 127p. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração: Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

O uso de núcleos metálicos fundidos é comum na Odontologia Restauradora para promover a substituição de estruturas perdidas em dentes tratados endodonticamente. Estes núcleos podem ser fundidos em ligas nobres ou ligas básicas: as ligas alternativas apresentam vantagens mas são susceptíveis à corrosão. O titânio foi introduzido na Odontologia com o objetivo de compensar as deficiências dos metais básicos, principalmente a corrosão e seus produtos. Então, a proposta deste estudo foi comparar a resistência à tração de núcleos metálicos fundidos confeccionados em liga de ouro tipo III, titânio e titânio tratado superficialmente com solução de Kroll quando fixados com diferentes agentes cimentantes. Quarenta e dois caninos humanos extraídos foram selecionados, a porção coronária foi removida e a raiz remanescente foi tratada endodonticamente. Todos os espécimes foram divididos em seis grupos (n=7). O espaço para pino foi preparado a uma profundidade de 10mm usando-se brocas de Largo. Os núcleos foram fundidos em liga de ouro tipo III e titânio c.p. e fixados com cimento de fosfato de zinco ou cimento resinoso (Panavia F). A resistência à tração foi determinada em uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 0,5mm/min utilizando-se uma célula de carga de 50 Kgf. Os resultados foram analisados estatisticamente por ANOVA, demonstrando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que os núcleos metálicos fundidos em titânio c.p. fixados com cimento fosfato de zinco ou cimento resinoso são uma alternativa viável aos núcleos metálicos fundidos em ouro.

Palavras-chave: 1) prótese dental. 2) núcleo metálico fundido. 3) titânio c.p. 4) teste de tração.

Abstract

Abstract

MENANI, L.R. **Comparative evaluation of the influence of superficial treatment and luting agent to the tensile strength of titanium cast post and cores.** 2005. 127p. Thesis (Master's degree: Dentistry - Concentration area: Oral rehabilitation) – Ribeirão Preto School of Dentistry, São Paulo University.

The use of cast post and core is common in restorative dentistry to provide long-term tooth structure replacement for endodontically treated teeth. They could be cast in precious or basic alloys: the alternative alloys present advantages but they are susceptible to corrosion and its effects. The titanium was introduced to Dentistry with the objective of compensating the metal basic deficiencies, mainly the corrosion. Then, the purpose of this study was to compare the tensile resistance among gold alloy, titanium, and titanium after a superficial treatment with Kroll's solution when fixed with different luting agents. Forty two human extracted canines were selected, the coronal aspect of each tooth was removed and the remaining root received endodontic therapy. All specimen were divided into six groups (n=7). The post space was prepared at a depth of 10mm using a Largo's drill. The cast post and core were manufactured using a type III gold alloy and titanium. Cast post and core were fixed with zinc phosphate or resin luting agent (Panavia F). Tensile bond strength of the specimens was measured with a universal testing machine at a crosshead speed of 0,5mm/min and cell-load of 50 Kgf. Data (Kgf) were statistically analyzed by ANOVA. The results demonstrated that there was not a significant difference among the groups. Within the limitations of this study it has been conclude that the titanium fixed with zinc phosphate or resin luting agent is a viable alternative to the gold alloy to fabricate cast post and cores.

Uniterms: 1) dental prosthesis. 2) cast post and core. 3) titanium. 4) tensile bond strength.

Sumário

Sumário

1) Introdução, 01

2) Revisão da Literatura, 04

- 2.1. Os Núcleos Metálicos Fundidos, 05
- 2.2. Estudos Comparativos, 14
- 2.3. A Corrosão Intra-radicular, 31
- 2.4. Considerações Sobre o Metal Titânio, 34

3) Proposição, 42

4) Material e Método, 44

- 4.1. Seleção dos Dentes, 45
- 4.2. Tratamento Endodôntico, 46
- 4.3. Preparo dos Dentes, 47
- 4.4. Confeção dos Padrões de Resina Acrílica, 48
- 4.5. Fundição dos Núcleos Metálicos em Ouro, 51
- 4.6. Protocolo para Fundição dos Núcleos em Titânio, 53
- 4.6.1. Tratamento Superficial dos Núcleos Metálicos Fundidos em Ti c.p., 57
- 4.7. Cimentação dos Núcleos, 58
- 4.8. Divisão dos Grupos (n=7), 60
- 4.9. Inclusão dos Dentes, 61
- 4.10. Ensaio de Tração, 62

5) Resultados, 64

- 5.1) Análise Estatística, 65
- 5.2) Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), 68

6) Discussão, 70

7) Conclusões, 85

8) Adendo, 87

9) Referências, 91

10) Anexo, 109

1 – Introdução

A restauração de dentes tratados endodonticamente é um dos desafios que os profissionais da área reabilitadora têm encontrado. Vários métodos já foram propostos e muitos outros são lançados periodicamente na literatura mundial. No entanto, ainda não se tem um material e uma técnica que seja indicada para todos os casos clínicos, satisfazendo tanto os quesitos da biomecânica/ biocompatibilidade, bem como as exigências estéticas.

As ligas nobres de ouro são relatadas na literatura científica como biocompatíveis, com alta resistência à corrosão e baixa rigidez, sendo as mais indicadas para a confecção de núcleos metálicos fundidos, em função de suas propriedades biomecânicas favoráveis. As ligas de metais nobres são altamente resistentes à corrosão, mas em contrapartida possuem um alto custo (FERNANDES; DESSAI³⁴, 2001).

Devido à escassez mundial do ouro e conseqüente valor financeiro elevado, muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas desde o início do século a fim de se desenvolver ligas alternativas que possam substituir as ligas áureas nos trabalhos odontológicos. Tanto o níquel-cromo (Ni-Cr) como o cobalto-cromo (Co-Cr) tornaram-se formulações populares pela economia e pelo papel que poderiam desempenhar como proposta de substituição das ligas de ouro do tipo IV (ZAVANELLI et al.¹³⁶, 2003). As vantagens desses metais básicos são: baixo peso específico, alta resistência e o baixo custo (KELLY; ROSE⁵⁷, 1983; CRAIG²⁵, 1997).

No entanto, as ligas não-nobres têm baixa resistência à corrosão e também podem desencadear reações alérgicas. Segundo Jacobi e Shillingburg

Jr.⁵³ (1993), ligas contendo alto teor de cobre têm baixa rigidez quando comparadas às ligas áureas, bem como possuem baixa resistência à corrosão e conseqüentemente são pouco indicadas para trabalhos odontológicos.

O titânio tem sido altamente utilizado na área odontológica e médica devido principalmente à sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e às suas ótimas propriedades físicas e mecânicas (WILLIAMS¹²⁸, 1984). Wang e Fenton¹²⁶ (1996), comentam que o titânio tem sido um material de grande interesse para os protesistas e que o crescimento no uso desse metal envolve economia e biocompatibilidade, podendo substituir as ligas tradicionais tanto para próteses fixas quanto para próteses removíveis. Em relação aos pinos intra-radiculares fabricados em titânio, estes são encontrados na literatura específica somente na forma de pinos pré-fabricados.

Assim, dando continuidade ao processo de busca por materiais que substituam as ligas áureas com propriedades significativamente semelhantes e tendo em vista a grande utilidade do titânio nas mais diversas áreas da saúde, o objetivo deste trabalho foi introduzi-lo na confecção de núcleos metálicos fundidos, aproveitando as vantagens oferecidas por este material, avaliando também a influência de um tipo de tratamento de superfície e de diferentes agentes cimentantes nos núcleos metálicos fundidos em titânio, em testes de resistência à tração.

2 – Revisão da Literatura

2.1 - Os Núcleos Metálicos Fundidos

A partir de 1950, com o advento da endoterapia científica, modificações ocorreram também na odontologia restauradora. Dentes que eram comumente extraídos passaram a ser recuperados endodonticamente e o desenvolvimento de soluções restauradoras tornou-se necessário. Os núcleos metálicos fundidos (N.M.Fs.) tornaram-se métodos rotineiros para as restaurações de dentes tratados endodonticamente (MORGANO; BRACKETT⁷⁰, 1999).

Bodereau Jr. e Cabanilhas¹² (1994) afirmam que, os dentes submetidos a tratamento endodôntico apresentam considerável diminuição quantitativa de seu tecido coronário, por cáries, por acidentes (fraturas), por restaurações prévias inadequadas, pelo acesso à câmara pulpar e condutos radiculares, ou simplesmente apresentam uma solicitação estética importante. Isto determina a necessidade de se realizar um preparo conveniente do ou dos condutos radiculares para receber um pino ou N.M.F., e posteriormente confeccionar a restauração que permita sua reabilitação final.

Ourique⁷⁸ (1999) relata que a reconstrução da parte coronária destruída de um dente desvitalizado teve seu início por volta de 1770 com Fauchard, que usou um pino de madeira no interior do canal radicular para reter uma coroa. Com o seu umedecimento, ocorria expansão do mesmo contra as paredes do conduto, aumentando a retenção do pino.

Já em tempos menos remotos, as coroas de Richmond e Davis foram introduzidas para a reconstrução coronária em dentes despolpados, a qual eram compostas somente de uma unidade, ou seja, a coroa e o núcleo eram feitos em uma só peça e foram popularmente conhecidas como “pivots” (BODEREAU Jr.; CABANILHAS¹², 1994).

Helfer e Schilder⁴⁹ (1972) comentaram que a desvitalização dos dentes diminuía em muito a quantidade de água presente na dentina, e que este decréscimo poderia prejudicar as propriedades biomecânicas dos dentes tratados endodonticamente.

No entanto, trabalhos mais recentes demonstram que esta perda de umidade não é significativa (HUANG et al.⁵², 1992; PAPA et al.⁸⁰, 1994). A mudança que parece ser de maior relevância é a estrutural, pela remoção de estrutura dental durante o acesso, limpeza e conformação do conduto radicular, influenciando no comportamento biomecânico destes dentes quando submetidos a esforços oclusais (ASSIF; GORFIL⁴, 1994).

Sheets¹⁰³ (1970) salientava que, os retentores intra-radulares são utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente, suportes de próteses parciais fixas, não só para recuperar as estruturas dentárias perdidas, mas também para servir como um reforço para dentes tratados endodonticamente.

Acreditava-se que a colocação de um retentor intra-radicular aumentaria a resistência deste dente à fratura. Diversas pesquisas utilizando estudos fotoelásticos (LOVDAHL; NICHOLS⁵⁹, 1977; STANDLEE et al.¹¹¹, 1980) e método de elemento finito (PETERS et al.⁸⁶, 1983) demonstram que o

pino intra-radicular pode provocar concentrações de estresses em determinados pontos levando à fratura. Fraturas radiculares são comuns em dentes tratados endodonticamente e podem ser resultantes de trauma associado à condensação lateral durante obturação endodôntica ou da colocação de pinos intra-radiculares (SEDGLEY, MESSER¹⁰¹, 1992).

Assim, atualmente sabe-se que a função do pino não é aumentar a resistência do dente, e sim possibilitar o preparo do elemento dental para ser restaurado morfológica, funcional e esteticamente (ANTUNES², 2004).

Shillingburg Jr. et al.¹⁰⁴ (1970) indicaram a confecção de N.M.Fs. para dentes sem remanescente coronário, tanto em dentes unirradiculares como multirradiculares, neste último caso, aproveitando sempre a raiz mais volumosa. Eles consideram a profundidade ótima para os pinos como sendo 2/3 a 3/4 do comprimento da raiz e, quando esta profundidade não poder ser obtida, o pino deve ter, no mínimo, o comprimento da coroa clínica do dente a ser restaurado. Salientaram também que devem ser deixados pelo menos 3mm de material obturador no ápice radicular, para prevenir o deslocamento e subsequente infiltração. Os autores afirmam ainda que, nem todos os dentes tratados endodonticamente são receptivos a núcleos metálicos fundidos, em função de canais atrésicos, curvos ou acentuadamente divergentes, o que impede a confecção de tais núcleos.

Perel e Muroff⁸⁵ (1972) baseados em princípios endodônticos e protéticos, descreveram o correto planejamento de um núcleo metálico fundido. Ressaltaram a importância de uma precisa adaptação interna do núcleo, para a distribuição de estresse por toda a circunferência da raiz, evitando locais de

maior concentração. Esta adaptação, segundo os autores, permitiria uma fina camada de cimento, que compensaria a fragilidade inerente ao método de cimentação. Salientaram também que a remoção da estrutura dental que ocorre durante a cirurgia de acesso e no preparo do conduto, predispõe o dente a uma fratura inoportuna da coroa e/ou raiz.

Stern e Hirshfeld¹¹³ (1973) afirmaram que, além de se obter o comprimento do pino maior que a coroa clínica, deve-se levar em consideração a estrutura óssea de sustentação do dente. Os autores observaram que a extensão apical do pino deve alcançar, no mínimo, a metade do caminho entre o ápice da raiz e a crista óssea alveolar.

Caputo e Standlee¹⁷ (1976) através de revisão de literatura, concluíram que pinos são indicados para aumentar a retenção das restaurações e proteger o remanescente dentinário. A utilização dos sistemas de pinos precisaria ser mais bem estudada para se avaliar os princípios biomecânicos de cada situação clínica, pois nenhum modelo específico de pino é indicado para todos os casos. Através de alterações no comprimento, diâmetro e número ou pela própria resiliência da dentina, pode-se conseguir maior retenção. Entretanto, o dentista deve ter cuidado, pois na tentativa de aumentar a retenção, proporcionalmente, aumentará o risco de danificar a estrutura dental.

Johnson et al.⁵⁵ (1976), publicaram uma revisão de literatura onde avaliaram os vários métodos e técnicas para proteger a estrutura dental remanescente contra fraturas, além de propiciar suporte e retenção para a restauração. Os autores concluíram que quando houve a perda de mais de

25% da estrutura coronária, de alguma forma deve-se criar uma dentina artificial. Deste modo, estabeleceram alguns critérios que o profissional deveria utilizar para uma avaliação pré-restauradora dos dentes tratados endodonticamente e, salientaram ainda, que restaurações impróprias ou inadequadas muitas vezes resultam em falhas por fraturas da estrutura dental remanescente. Segundo os autores, os núcleos metálicos fundidos proporcionam melhor resistência às forças horizontais e verticais, sendo que outros métodos para proporcionar ancoragem são menos efetivos e produzem esforços no remanescente dentário, devendo ser usados apenas quando os núcleos fundidos são contra-indicados. Qualquer que seja o tipo de pino ou núcleo utilizado, a preservação de todo o remanescente dentário hígido deveria ser um objetivo primário para manter o máximo a resistência dentária.

Henry e Bower⁵⁰ (1977), avaliaram o sistema de restauração do dente tratado endodonticamente comparado à função normal. Segundo os autores, em todo dente anterior cujo canal foi obturado deve-se usar um pino para reforço. A análise funcional das cargas oclusais e do estresse parafuncional devem ser diagnosticadas para determinar os princípios básicos de confecção do pino para cada caso em particular. O pino deve ser construído separadamente da coroa protética e a dentina coronária deve participar da retenção do núcleo, para diminuir a transmissão de estresse para a raiz. Os pinos fundidos são os mais econômicos e facilmente obtidos, além de possuírem um adequado assentamento cervical. São indicados para dentes onde existe pouca estrutura coronária e a resistência é necessária, e ainda, para dentes multirradiculares onde os canais não são divergentes. Os autores

concluíram que a raiz, pino, núcleo e restauração final estão inter-relacionados e que a resistência e retenção para o pino são conseguidas através da raiz, enquanto que o suporte para a restauração é conseguido através do pino e núcleo.

Turner¹²¹ (1982) estudando as possíveis causas dos insucessos das restaurações de dentes tratados endodonticamente, encontrou que as principais variáveis são: o tipo de retentor intra-radicular; os métodos de reconstrução e a técnica de cimentação. A maior causa de falha observada foi o deslocamento do retentor da raiz, principalmente para os pinos cônicos.

Sorensen¹⁰⁸ (1988) afirmou que nenhuma restauração ou material servem para todas as situações. A posição do dente no arco, a quantidade de estrutura remanescente, o tipo de retentor intra-radicular e o material devem ser considerados em um bom diagnóstico. Para o autor, uma excessiva remoção das estruturas dentárias para facilitar a preparação do conduto deve ser evitada, preservando o remanescente dental que proporcionará uma maior resistência à fratura.

Complicações como perda, deslocamento do conjunto pino/reconstrução coronária ou fratura da raiz remanescente podem ser influenciadas por vários fatores, incluindo a quantidade de dentina remanescente, a direção da carga oclusal e o desenho do pino (YANG et al.¹³⁴, 2001).

Segundo Bergman et al.¹⁰ (1989), o núcleo metálico fundido é tipo mais comum de restauração de dentes tratados endodonticamente. Fazendo uma retrospectiva, de seis anos em 69 pacientes, encontraram 1,56% de

falhas, mas não havia nenhum padrão ou fator comum nas falhas que pôde ser detectado. Concluíram que os desenhos convencionais de núcleos podem ser recomendados.

Edmunds e Dummer³¹ (1990) em revisão de literatura, apontaram os núcleos metálicos fundidos como os mais versáteis em adaptarem-se aos condutos radiculares, em suas diversas formas. Entretanto, afirmaram também que sua aplicabilidade não é universal em todas as situações clínicas, onde entraria os pinos pré-fabricados mais preenchimento. Enfatizam as vantagens da confecção do padrão em resina acrílica quimicamente ativada, pelo método direto, onde ele seria mais robusto, mais fácil de ser manipulado e transportado para o laboratório e não seriam necessários desgastes como altura oclusal, o que reduziria o tempo de ajuste e cimentação.

Shillingburg e Kessler¹⁰⁵ (1991) afirmaram que, relacionando o diâmetro das raízes com o diâmetro dos pinos, estes elementos devem ter um diâmetro máximo de 1,7mm para o incisivo central superior e de 0,7mm para os incisivos inferiores, sendo que, para os demais dentes, o diâmetro do pino deve ficar entre esses dois valores.

Jacobi e Shillingburg Jr.⁵³ (1993) discutiram sobre a reabilitação dos dentes tratados endodonticamente, onde definiram pino como objeto paralelo ou cônico, usado no conduto radicular preparado; e núcleo, como retentor de duas partes, sendo o pino a coluna vertical que transfere a carga recebida da oclusão para a raiz; e o núcleo, feito de resina ou amálgama, que serve como restauração final ou fundação para a coroa. Os pinos fundidos, segundo os autores, se adaptam melhor às irregularidades da forma dos canais

e podem ser preparados de vários tamanhos; enquanto que os pinos pré-fabricados, pino e núcleo são confeccionados em sessão única, são mais resistentes e podem ser usados em canais divergentes.

Em uma longa revisão de literatura, Morgano e Brackett⁷⁰ (1999), estabeleceram princípios na restauração de dentes com tratamento endodôntico que seriam suportes de prótese fixa. Acreditaram que núcleo e pino fundidos é o tratamento de escolha para dentes com estrutura coronária moderada ou severamente destruída e que o comprimento do pino deve ser o maior possível, desde que a anatomia permita, deixando de 4 a 5mm de gutapercha na região apical. Eles indicaram a preservação de no mínimo 1,5 a 2 mm de estrutura dental sobre o término marginal em torno de toda circunferência do pino (efeito cinta), obtendo assim as melhores propriedades mecânicas de retenção e melhorando a distribuição de tensões, transmitindo-as sobre o centro da raiz, evitando fraturas.

Para que o metal utilizado, nos casos de núcleo metálico fundido, apresente resistência satisfatória, é indispensável que tenha pelo menos 1mm de diâmetro na sua extremidade apical. Em algumas situações, devido ao tipo de abertura realizada durante o tratamento endodôntico, presença de cáries ou remoção de pinos anteriormente colocados, o conduto pode ter suas paredes muito inclinadas e para compensar essa deficiência, o profissional deve lançar mão de meios alternativos, como aumentar o comprimento do pino intraradicular para se conseguir alguma forma de paralelismo nas paredes próximas à região apical (PEGORARO⁸⁴, 2002).

Estrela e Figueiredo³³ (1999), classificam os pinos intra-radulares, basicamente em pré-fabricados ou fundidos. Há uma multiplicidade de variáveis dos pinos pré-fabricados disponíveis no mercado. Suas dimensões e formas variam muito, o que representa uma ampla possibilidade de selecionar o mais adequado a cada caso.

De acordo com Conceição²⁴ (2000), os pinos podem ser classificados em diretos e indiretos. Os pinos indiretos são preferencialmente indicados em dentes que serão pilares de prótese fixa, enquanto os diretos em dentes que irão receber restaurações unitárias.

Baratieri et al.⁷ (2001), classificam os pinos intra-radulares em dois grandes grupos, observando a sua possibilidade ou não de personalização: Grupo 1) Pinos personalizados (Metálicos = N.M.Fs.; Não - metálicos = cerâmicos) e Grupo 2) Pinos pré-fabricados (Metálicos = ativos e passivos [cônicos ou cilíndricos]; Não-metálicos = rígidos [cerâmicos] e não-rígidos [fibras e resinosos]).

As indicações para os núcleos fundidos são, segundo Quintas et al.⁹⁰ (2000): casos em que há perda excessiva de estrutura coronária, em retentores de próteses parciais fixas; em múltiplos retentores intra-radulares; em canais de secção elíptica ou paredes muito expulsivas; quando predominam os esforços de cisalhamento, como em dentes anteriores com grande trespasse vertical; em dentes excessivamente inclinados e quando é necessário alterar o eixo de inserção da coroa.

Ourique⁷⁷ (2001) diz que os núcleos fundidos representam indicação interessante em casos de canais elípticos ou extremamente expulsivos, onde os núcleos pré-fabricados, por sua secção circular não teriam grande adaptação ao conduto, requerendo maior espessura de agente cimentante. Da mesma forma, é correta a indicação deste tipo de núcleo, em casos de núcleos múltiplos onde se teria maior facilidade de adequar o paralelismo da porção coronária entre os diversos elementos.

2.2 - Estudos Comparativos

*E*m 1968, Colley et al.²² avaliaram a eficiência de pinos de diferentes comprimentos, forma e superfície, fixados com cimento de fosfato de zinco e registraram a força necessária para a remoção dos mesmos. Os resultados indicaram que os pinos mais retentivos foram os paralelos e que a presença de superfície rugosa ou serrilhada aumenta a retenção. Além disso, mediram as películas de cimentação e concluíram que o pino deve adaptar-se totalmente às paredes do conduto para obtenção de máxima retenção.

Galan Jr. et al.⁴² (1970) realizaram fundições pela técnica de expansão térmica, partindo dos padrões feitos em cera ou em resina acrílica ativada quimicamente, com finalidade de verificar qual dos materiais ofereceria incrustações mais precisas. Concluíram que as fundições obtidas a partir de

padrões de resina acrílica apresentaram melhor assentamento que aquelas obtidas com padrões de cera.

Paiva et al.⁷⁹ (1981) observaram a influência da confecção de sulco de escape e da técnica de cimentação no desajuste e na resistência à remoção por tração de núcleos metálicos fundidos em liga áurea. Utilizaram 40 dentes anteriores (caninos), tratados endodonticamente e preparados para a confecção de núcleos metálicos pela técnica direta. Dos 20 núcleos de cada grupo, 10 foram cimentados com fosfato de zinco, pincelando-se apenas o pino, e em 10 pincelando-se o cimento no pino e fazendo o preenchimento do conduto com propulsor Lentulo. As medidas de desajuste, representadas pelos valores antes e após as cimentações, foram efetuadas através de micrômetro de quadrante. Após 24 horas submeteram os núcleos aos ensaios de tração. Ao final do trabalho, concluíram que a presença do sulco de escape provocou redução no desajuste e na capacidade retentiva dos núcleos metálicos e que a técnica de cimentação não exerceu influência estatisticamente significativa no desajuste e na resistência à remoção por tração.

Turner¹²¹ (1982) investigou a relação entre o método de cimentação e a retenção, para determinar o efeito do ajuste na retenção de pinos utilizando diferentes cimentos. Preparou os canais com 10,5mm de profundidade e adaptou núcleos fundidos em ouro com superfície rugosa, com ajustes que variavam de 25-35 μm (justos) e 50-65 μm (com alívio), e utilizou cimento de fosfato de zinco, fosfato de cobre, policarboxilato e EBA. Concluiu que os pinos com alívio são menos retentivos que os justos e o cimento de fosfato de zinco apresentou-se como o melhor material.

Tjan e Whang¹²⁰ (1983) avaliaram a retenção dos sistemas de pinos fundidos, pré-fabricados e núcleos confeccionados em resina. Para isso, usaram incisivos centrais superiores que tiveram suas coroas separadas na junção cimento-esmalte e, após a cimentação dos pinos às raízes foram colocadas em blocos de resina epóxica. Após os testes de tração, os autores concluíram que os pinos pré-fabricados foram mais retentivos que os pinos fundidos e os reforçados com núcleo em resina, sendo que a configuração da superfície dos pinos, aparentemente, foi um importante fator de retenção.

Gross e Turner⁴⁷ (1983) mediram a pressão hidrostática gerada durante a cimentação de pinos de lados paralelos. Utilizaram cimento de fosfato de zinco, assentando os pinos 2 minutos após o início da espatulação. A pressão mostrou-se dependente do diâmetro do pino, da sua adaptação e da proporção pó/líquido. Os autores afirmam que é desejável a diminuição da pressão intra-radicular com a finalidade de prevenir fraturas de raiz durante a cimentação, movimentação da obturação radicular apicalmente e o incompleto assentamento do pino. Esta diminuição de pressão poderia ser obtida pelo alívio e conseqüente fluidez do cimento.

Wood¹³¹ (1983) comparou a retenção de pinos fundidos sulcados, não sulcados e pinos pré-fabricados (Para-post), fixados com cimento de fosfato de zinco e com resina composta. Usou 35 dentes humanos extraídos que foram divididos em 5 grupos. Após a cimentação, as amostras foram armazenadas em água, na temperatura ambiente por 24 horas. Feito o teste de tração, obtiveram os seguintes resultados: 1) Pinos fundidos sem sulcos foram mais retentivos quando cimentados com cimento de fosfato de zinco que com

resina composta; 2) Pinos fundidos com sulcos e com sulcos adjacentes nos dentes tiveram iguais, ou melhor, retenção que o Para-post com sulcos no dente, quando ambos foram cimentados com resina composta.

Tjan e Miller¹¹⁸ (1984) avaliaram quatro diferentes formas de pinos fundidos: circulares com lados paralelos, circulares com lados paralelos mais encaixe anti-rotacional, cônicos e elípticos com lados paralelos, todos cimentados com fosfato de zinco. Os corpos de prova foram submetidos a forças horizontais, verticais e rotacionais intermitentes, antes do teste de tração. A partir dos resultados, os autores indicam que a forma mais retentiva do pino é a elíptica com lados paralelos; os menos retentivos foram os pinos cônicos. A adição de encaixe anti-rotacional não melhorou a retenção e as propriedades retentivas dos pinos circulares, pois não foram estatisticamente superiores às observadas nos pinos elípticos com lados paralelos.

Sorensen e Martinoff¹⁰⁹ (1984) examinaram por volta de 6000 pacientes, obtidos nos registros de nove dentistas clínicos gerais. Dentre os 1273 dentes tratados endodonticamente e avaliados, fizeram as seguintes observações: o núcleo fundido paralelo serrilhado e o pino pré-fabricado serrilhado paralelo com preenchimento de amálgama ou resina composta tiveram as mais altas taxas de sucesso; os pinos serrilhados paralelos não tiveram falhas que resultaram na fratura do dente, enquanto as falhas dos núcleos fundidos levaram à extração aproximadamente 1/3 dos dentes fraturados; dentes que tinham o comprimento do pino igual ou menor que o comprimento da coroa tiveram uma taxa de sucesso que excedeu 97%. Os autores afirmam também que, muitas fraturas angulares e verticais de raiz

podem ser atribuídas à pressão hidrostática durante a cimentação dos núcleos metálicos fundidos cônicos.

Young et al.¹³⁵ (1985) estudou as diferenças existentes entre cimentos indicados para a fixação de N.M.Fs. através de testes de retenção à tração. Os cimentos testados foram: policarboxilato de zinco, fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso (dois grupos, sendo em um deles feito um ataque eletrolítico nas superfícies dos pinos). Caninos humanos recém extraídos tiveram suas polpas extirpadas e foram preparados com 10mm de comprimento e moldados com cera. Após a obtenção dos padrões, estes foram fundidos em liga não-nobre e cimentados aos condutos radiculares seguindo as informações de cada fabricante. Após os testes de tração, os dados foram analisados estatisticamente e os autores concluíram que o cimento de policarboxilato de zinco proporcionou uma significativa retenção dos pinos aos condutos quando comparado a cimento de fosfato de zinco, o qual apresentou a menor média de força retentiva de todos os agentes comparados. O ataque eletrolítico feito em um dos grupos cimentados com cimento resinoso diminuiu a força de retenção dos pinos ao canal radicular com relação ao grupo em que o pino não sofreu ataque.

Radke et al.⁹¹ (1988) estudaram a retenção de núcleos metálicos fundidos comparando a ação de diferentes agentes cimentantes: fosfato de zinco, ionômero de vidro, cimento de policarboxilato e compósito resinoso. Após o preparo endodôntico de dentes unirradiculares humanos os mesmos foram preparados com brocas do sistema Para-post e os N.M.Fs. do mesmo sistema foram fundidos em ouro tipo III. As cimentações foram feitas de acordo

com as recomendações dos respectivos fabricantes. Após os testes de tração, feitos em uma máquina universal de ensaios, os autores verificaram que o cimento de fosfato de zinco foi o que proporcionou maior retenção aos N.M.Fs., seguido do cimento de ionômero de vidro, cimento de policarboxilato e compósito resinoso. Pelas análises estatísticas, os autores não notaram diferenças significantes entre os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro. Também não houve diferença significativa entre o cimento de policarboxilato e o compósito resinoso.

Wacker e Tjan¹²⁴ (1988) investigaram o efeito da redução na proporção pó/líquido do cimento de fosfato de zinco na retenção de pinos. Utilizaram 30 pré-molares humanos extraídos, onde os condutos foram preparados com um broca Para-Post n.5, na profundidade de 7 mm. Fixaram os pinos do sistema com cimento de fosfato zinco testando três proporções de pó/líquido: Grupo a) 1:1, b) 0,75:1 e c) 0,5:1. Armazenaram as amostras em uma estufa com 100% de umidade a 37°C, por uma semana antes dos testes. Concluíram que, diminuindo-se o conteúdo de pó, diminuiu-se também a capacidade retentiva do cimento; a 75% da proporção recomendada, a força necessária para remover o pino foi aproximadamente 27% menor, e a 50% da proporção recomendada, a força necessária foi 40% menor.

Di Credito et al.²⁸ (1990) realizaram testes de tração para avaliação de retenção de N.M.Fs. cimentados com fosfato de zinco com e sem retenção, confeccionados em raízes de caninos com condutos lisos e retentivos. A análise estatística dos resultados obtidos demonstrou existir diferença entre os núcleos com rugosidades cimentados em condutos com retenção e núcleos

lisos cimentados em condutos lisos, sendo o primeiro par mais retentivo que o segundo.

Goldstein e Hittelman⁴⁴ (1992) realizaram, em 1990, uma pesquisa com 114 cirurgiões-dentistas, entre os quais 80 eram protesistas, tratando o uso de pinos e núcleos. Como resultados, obtiveram que 20% do total e 43% dos protesistas usavam pinos pré-fabricados; do total, 91% usavam núcleos metálicos fundidos em forma cônica e 54% usavam o cimento de fosfato de zinco com material de escolha para a cimentação, seguido do cimento de ionômero de vidro. Os autores chamam atenção para as discrepâncias entre os achados laboratoriais e as pesquisas clínicas, exemplificando que, embora existam evidências laboratoriais de que os pinos cônicos são menos retentivos e podem causar mais fraturas de que os paralelos, 56% de todos os entrevistados e 65% dos protesistas ainda assim usavam os cônicos.

Rueggberg e Caughman⁹⁶ (1993) utilizaram 4 tipos de cimentos resinosos de polimerização dual para avaliar o grau de conversão do monômero, utilizando o método de espectrometria de absorção na região de infravermelho. Os autores constataram que o grupo em que só foi feita ativação química, apresentou menor grau de conversão quando comparado aos demais grupos, que receberam alguma intensidade de luz. Além disso, para a maioria dos sistemas testados, a polimerização avaliada aos dez minutos foi quase equivalente à correspondente às 24 horas.

Peutzfeldt⁸⁸ (1995), também utilizando o método de espectrometria de absorção, na região de infravermelho, determinou a quantidade de ligações duplas remanescentes, avaliando antes e após a fotopolimerização o grau de

conversão do monômero em marcas comerciais de cimentos resinosos com polimerização dual. Após a análise dos dados, a autora pode observar que nos cimentos cujo componente químico desencadeador da reação de polimerização era bastante eficaz, a fotopolimerização não diminuiu significativamente a quantidade de duplas ligações quando comparado com grupos fotoativados. Por outro lado, nos cimentos altamente dependentes da luz, a fotoativação reduziu de forma significativa a quantidade de ligações duplas remanescentes.

Darr e Jacobsen²⁷ (1995) estudando a resistência flexural e a dureza de cimentos resinosos de cura dual e autopolimerizável, associando essas propriedades ao grau de conversão dos mesmos, concluíram que após a fotopolimerização, houve um rápido aumento na dureza dos cimentos de cura dual, seguido por um aumento regular no período de 24 horas. Já os espécimes de polimerização química, mostraram aumento na dureza em 24 horas. Os autores afirmam que a dupla cura foi mais efetiva que a exclusivamente química.

McComb⁶² (1996), realizou uma revisão de literatura sobre cimentos adesivos e de acordo com a autora, quando os cimentos resinosos são associados a procedimentos adesivos, estes promovem uma unidade extremamente forte, retentiva e praticamente indissolúvel aos fluídos orais, resultando em um selamento efetivo. Os problemas relacionados à espessura da película destes cimentos foram solucionados a partir da redução do tamanho das partículas e da adição de monômeros diluentes, resultando em uma linha de cimentação adequada. Ainda, segundo a autora, nem todos os cimentos de dupla ativação apresentam uma polimerização satisfatória quando

não fotoativados, constituindo-se um agravante, pois a polimerização completa do cimento é essencial para sua resistência, retenção e longevidade.

Ferrari e Mannocci³⁷ (2000), através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), pesquisaram a interface de um sistema adesivo junto a um cimento quando da fixação de um pino de fibra de carbono. Os autores observaram formação de camada híbrida, “tags” de resina e ramificações laterais de adesivo, no entanto, ressaltaram que, no terço cervical a quantidade de “tags” de resina era consideravelmente superior às observadas nos demais terços radiculares.

Ferrari et al.³⁸ (2000) realizaram um estudo, através de MEV, objetivando avaliar a morfologia dos túbulos dentinários no interior do canal radicular, o aumento da área superficial para a adesão após o condicionamento ácido e determinar a influência da densidade dos túbulos na formação da camada híbrida, identificando áreas de dentina com problemas de adesão. Verificaram que há uma maior densidade e diâmetro dos túbulos dentinários no terço cervical, ao qual diminuiu em direção apical. Quando os autores faziam ataque ácido, a superfície potencial para adesão aumentou para o terço cervical em 202%, para o médio em 156% e para o apical em 113%. Ao analisarem a espessura da camada híbrida, verificaram que esta tinha 4,5µm na região cervical, 2,5µm no terço médio e 1,2µm no terço apical. Os braços laterais de resina somente foram observados nos terços médio e cervical. Segundo os autores, isto pode acontecer devido a menor pressão exercida durante os procedimentos adesivos no terço apical comparado ao terço cervical e médio.

Mota et al.⁷¹ (2001) avaliaram a capacidade retentiva de pinos pré-fabricados e moldados e fundidos inseridos em canais radiculares com diâmetro de: 0,8mm, 1,0mm e 1,2mm, cimentados com cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro. Foram utilizadas 120 raízes dentais humanas, com canais circulares e tratadas. Tanto os pinos pré-fabricados como os fundidos apresentavam diâmetro constante de 0,8mm e comprimento de 10mm, sendo que, apenas os diâmetros dos condutos variavam. Após a cimentação dos pinos, os mesmos foram submetidos a testes de tração a uma velocidade de 1mm/min. Os autores concluíram que a espessura da película de cimento influenciou significativamente na retenção dos pinos fixados com cimento de fosfato de zinco, mas não para o cimento de ionômero de vidro; e que este último apresentou maior resistência à tração que o fosfato de zinco.

Ferrari et al.⁴⁰ (2001), avaliaram, através de MEV, a eficácia de um novo sistema resinoso na formação de “tags” de resina, braços laterais de adesivo e a camada híbrida, na cimentação de pinos experimentais de fibra de vidro. Os autores utilizaram o adesivo Excite (fotopolimerizável) com o cimento Variolink II no grupo I, e o adesivo Excite DSC (dual) com o cimento Multilink no grupo II e o adesivo One-Step (auto-condicionante passo único, fotopolimerizável) com o cimento Dual Link no Grupo III. Na interface cimento/pino nenhuma falha foi encontrada. A zona de interdifusão resina/dentina, embora encontrada em todos os espécimes, esteve menos evidente no terço apical dos grupos I e III, enquanto que no grupo II se mostrou uniforme ao longo de todo o conduto. Concluíram que a associação de um sistema adesivo dual a um cimento resinoso quimicamente ativado, apresentou

maior uniformidade na formação de “tags”, de braços laterais de adesivo e camada híbrida, podendo ser indicado como um procedimento clínico confiável.

Mannocci et al.⁶⁶ (2001) avaliaram através de testes de microtração a força adesiva de dois adesivos à dentina radicular. Seis dentes anteriores humanos tiveram suas coroas removidas e os canais radiculares foram instrumentados. Nenhum procedimento obturador foi realizado. Após a instrumentação, as raízes foram cortadas com discos de diamante no sentido longitudinal, e as duas secções foram polidas com discos. Formaram-se dois grupos com seis secções radiculares cada um. A dentina radicular das amostras do Grupo 1 foi tratada com ALL Bond 2 associado ao cimento resinoso Pré-Bond, e no Grupo 2 foram tratadas com Panavia F, de acordo com as instruções do fabricante. Um bloco de resina composta foi confeccionado sobre o cimento resinoso e as amostras foram armazenadas em água. Após isso, as amostras foram cortadas perpendicularmente ao longo eixo das raízes na forma de palito. Foram obtidos 20 palitos para cada grupo. Após os testes de microtração, os autores constataram que não houve diferença estatística para os valores de resistência entre os dois grupos, sendo que através de análise de microscopia confocal verificaram que as fraturas aconteceram, na maioria dos corpos-de-prova, entre o adesivo e a camada híbrida.

Também utilizando testes de microtração, Gaston et al.⁴³ (2001), realizaram um trabalho com o objetivo de mensurar a resistência adesiva de dois cimentos adesivos em 3 diferentes regiões da dentina do interior do canal (terços cervical, médio e apical). As amostras foram preparadas em forma de

palito, sendo divididas em dois grupos: G1 – C&B Metabond; e G2 – Panavia 21. Após os testes de microtração, os autores concluíram que não houve diferenças entre os cimentos resinosos testados, entretanto, houve diferenças na resistência adesiva entre as regiões analisadas, sendo essa maior na região cervical que nas regiões média e apical.

Shiozawa¹⁰⁶ (2001), avaliou a resistência à remoção por tração de N.M.Fs. em liga de prata-paládio e pinos intra-radiculares pré fabricados de aço e titânio, cimentados com cimento resinoso e fosfato de zinco. Os corpos-de-prova foram tracionados em uma máquina universal de ensaios a uma velocidade 5mm/min e a análise estatística mostrou que o comportamento do cimento de fosfato de zinco foi superior ao cimento resinoso adesivo. Tanto os N.M.Fs. quanto os pinos pré-fabricados estudados, apresentaram a mesma capacidade retentiva.

Fukushima et al.⁴¹ (2002) compararam a resistência a forças rotacionais de núcleos metálicos fundidos com dois pinos pré-fabricados (Euro-post e AccessPost), cimentados com cimento de fosfato de zinco e Panavia F. Sessenta e seis dentes humanos unirradiculares foram tratados endodonticamente e incluídos em cilindros de resina acrílica. Os corpos-de-prova foram divididos em seis grupos (cada um deles contendo onze espécimes). Feita as cimentações de acordo com as instruções dos fabricantes dos dois cimentos, os corpos-de-prova foram submetidos a forças rotacionais no sentido anti-horário, através de uma ponta especial de que foi fundida a 90 graus sobre todos os retentores intra-radiculares. Essa ponta padronizava as

forças aplicadas aos pinos, sendo exercidas de forma eqüidistante em relação ao longo eixo dos mesmos em todos os braços dos corpos-de-prova. Os resultados foram submetidos à análise estatística e os autores concluíram que os N.M.Fs. resistiram mais a forças rotacionais do que os pré-fabricados; ambos os cimentos apresentaram resistência semelhante a forças rotacionais.

Santos⁹⁷ (2002) analisou a influência do cimento de fosfato de zinco e de ionômero de vidro na resistência à remoção por tração de N.M.Fs. cimentados em raízes debilitadas reforçadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Após análise de variância aos dois critérios, a autora concluiu que: 1) As raízes reforçadas tiveram menor resistência à tração do que as raízes hígidas; 2) O cimento de ionômero de vidro teve uma resistência à tração maior do que o cimento de fosfato de zinco; 3) Na inter-relação raiz debilitada/cimento, as raízes reforçadas e os núcleos cimentados com cimento de ionômero de vidro tiveram resistência à tração maior do que as raízes reforçadas e os núcleos cimentados com cimento de fosfato de zinco.

Robbins⁹³ (2002), em uma revisão sobre vários aspectos relacionados com núcleos intra-radiculares, comentou sobre os sistemas de cimentação atualmente disponíveis para fixação de pinos. Citou que o mais tradicional de todos, o fosfato de zinco, apresenta propriedades físicas adequadas, é financeiramente acessível e fácil de usar e representa, portanto, excelente escolha para a cimentação de pinos. Também comentou que os cimentos resinosos têm despertado interesse dos clínicos, quando indicados para o mesmo fim, exigindo grande atenção do profissional quanto à presença de eugenol como agente selador do canal. Este inviabiliza os procedimentos

adesivos com sucesso, devendo ser removido por irrigação com etanol ou condicionamento com ácido fosfórico a 37% para que o adesivo seja efetivo.

Bouillaguet et al.¹⁵ (2003) avaliaram a resistência adesiva dos cimentos resinosos na dentina radicular em função (1) do fator de configuração, do processo de polimerização e do tipo de cimento utilizado, bem como (2) a hipótese da redução da resistência adesiva na região próxima ao ápice radicular. As amostras foram divididas em dois grandes grupos, sendo o primeiro composto por raízes intactas e o segundo formado por raízes desgastadas longitudinalmente até a exposição de todo o comprimento do canal radicular. Os pinos foram cimentados com os seguintes materiais: (1) Single Bond + Rely X ARC; (2) ED Primer + Panavia F; (3) C&B Metabond e (4) Fuji Plus. As amostras foram submetidas aos testes de microtração e os autores concluíram que a resistência de união foi inferior nas raízes intactas quando comparadas às raízes seccionadas. A resistência adesiva nas raízes intactas foi significativamente inferior para os cimentos Panavia F e Rely X ARC (ambos dual) devido a um menor alívio dos estresses de polimerização, quando comparado aos cimentos auto-ativados. Concluíram que os valores de resistência adesiva são baixos dentro do conduto e as falhas clínicas não são observadas quando uma quantidade suficiente de dentina coronária está presente, já que a restauração não pode contar com a adesão intra-radicular. Além disso, eles acreditam que a baixa força adesiva dos cimentos de cura dual é resultado do alto estresse de polimerização e da dificuldade de acesso.

Ferrari et al.³⁹ (2004) comentam que, quando dentes são restaurados com pinos intra-radulares e esses são fixados aos condutos por

meio de cimento de fosfato de zinco, poderá haver áreas de reabsorção dentinária pela degradação hidrolítica e desagregação de colágeno ao longo dos condutos. Os autores fizeram essa observação através de microscopia eletrônica de transmissão e de varredura em dentes extraídos e que haviam recebido pinos por um período de 3 à 5, 6 à 9 e de 10 à 12 anos. Ressaltaram que o ácido fosfórico utilizado no condicionamento da superfície dentinária, quando da cimentação adesiva, age de forma semelhante ao fosfato de zinco na desmineralização da estrutura intra-radicular, sendo um fator a ser investigado futuramente.

Carvalho et al.¹⁸ (2004), examinaram os efeitos de uma técnica experimental para tentar reduzir a permeabilidade da camada adesiva na dentina humana. Para isso, testaram a hipótese de que a inserção de uma camada de resina sobre os adesivos não produz efeitos na união de cimentos resinosos à dentina. Os grupos foram assim divididos: (a) Panavia F + ED Primer; (b) Panavia F + ED Primer coberto com uma camada de resina de baixa viscosidade (Scotchbond Multipurpose Plus); (c) Bistite II DC e respectivo adesivo; (d) Bistite II DC com respectivo adesivo coberto com Scotchbond Multipurpose Plus. Os grupos foram testados por meio de microtração, MEV e microscopia eletrônica de transmissão (MET). Com base nos resultados, os autores concluíram que a infiltração de líquidos foi reduzida pela adição da camada de resina de baixa viscosidade em ambos os grupos. A adição desta mesma camada resultou em uma melhora na adesão do cimento Panavia F à dentina.

Souza Filho et al.¹¹⁰ (2004) analisaram a resistência à tração de N.M.Fs. cilíndricos confeccionados com diferentes diâmetros. Os condutos foram preparados com brocas de Largo de três diferentes diâmetros (0,9, 1,3 e 1,7mm) e comprimento constante de 9,0mm, sendo posteriormente moldados com resina acrílica. Os padrões foram fundidos em liga de Cu-Al e os N.M.Fs. obtidos fixados com cimento de fosfato de zinco. Após os testes de tração, os autores afirmaram que não houve diferenças estatísticas entre os grupos, concluindo que o fator diâmetro não afeta significativamente a resistência à remoção de N.M.Fs. cilíndricos cimentados com fosfato de zinco.

Ertugrul e Ismail³² (2005) compararam a retenção de N.M.Fs. usando diferentes agentes de cimentação quando os mesmos foram submetidos à cargas de tração. Sessenta pré-molares inferiores foram preparados para a confecção de padrões acrílicos que posteriormente foram fundidos em liga de Ni-Cr-Mo-Si, resultando em sessenta N.M.Fs. Os mesmos foram fixados aos condutos radiculares utilizando três diferentes agentes cimentantes: fosfato de zinco, cimento resinoso Panavia F e a associação entre Panavia F com a técnica de silanização da superfície do N.M.F. Os espécimes foram submetidos aos testes usando uma velocidade de tração de 0,5 mm/min. Como resultado os autores encontraram valores significativamente mais altos para o cimento de fosfato de zinco quando comparado ao cimento resinoso e ao mesmo associado a silanização do pino. Não houve diferença significativa entre os grupos em que foi feita cimentação resinosa.

Balbosh et al.⁶ (2005) estudaram o efeito da confecção de rugosidades das paredes dentinárias intra-radiculares e do envelhecimento

artificial na retenção de pinos pré-fabricados de titânio, utilizando para isso quatro tipos de materiais cimentantes. Dentes unirradiculares humanos, num total de 128, foram tratados endodoticamente e preparados com 10mm de profundidade e divididos em 4 grupos (n=32), sendo usado o critério agente cimentante (cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro, Panavia 21 e Rely X). Os agentes cimentantes foram usados em 2 condições: 1) no 1º subgrupo (n=16), não foram confeccionadas rugosidades na dentina intra-radicular; 2) no 2º, foram confeccionadas rugosidades nas paredes internas dos condutos radiculares com instrumento rotatório diamantado. Dentro dos subgrupos, 8 deles foram estocados por 3 dias à temperatura ambiente e tracionados em uma máquina universal de ensaios. O restante foi utilizado na simulação de envelhecimento, ou seja, estocagem por 150 dias sendo submetidos à testes de termociclagem (37.500 ciclos – 5°C / 55°C) e 300.000 ciclos de cargas mecânicas com uma força de 30 N. Em seguida os espécimes foram tracionados. Os resultados mostraram que, na dentina em que não se confeccionou rugosidades, não houve diferenças significativas estatisticamente entre os agentes cimentantes. Para a dentina em que foram confeccionadas rugosidades, houve um aumento na retenção de todos os grupos. Este aumento foi significativo para os grupos cimentados com Panavia 21 e Rely X. O envelhecimento artificial causou uma significativa diminuição nos valores de retenção.

Mallmann et al.⁶⁴ (2005) avaliaram a resistência adesiva de sistemas auto e fotoativado em diferentes áreas de dentina intra-radicular (terços cervical, médio e apical). Vinte dentes unirradiculares humanos foram

preparados com brocas do sistema Light Post, dividindo-se em 2 grupos (n=10): 1) utilizando o sistema adesivo Single Bond (fotoativado); 2) utilizando o sistema adesivo ScotchBond Multi-purpose Plus (auto-ativado). Os pinos Light Post (fibra) foram cimentados aos condutos radiculares com cimento resinoso Rely X ARC e estocados em 100% de umidade relativa por 24 horas e pelo mesmo período em água destilada. Cada raiz foi seccionada em partes de 1mm cada, resultando em aproximadamente 4 camadas por região. Os espécimes foram submetidos aos testes de microtração a 1mm/min e os dados colhidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. Os autores observaram diferenças significantes entre os adesivos na região cervical, sendo o ScotchBond Multi-purpose Plus mais efetivo que o Single Bond. A região cervical mostrou médias mais altas de resistência adesiva que os terços médios e apical.

2.3 - A Corrosão Intra-radicular

A corrosão do pino intra-radicular seguido de fratura da raiz tem sido relatado na literatura (PETERSEN⁸⁷, 1971).

Tais fraturas, maiores ou menores, resultam em infecção periodontal e, são sempre longitudinais ou oblíquas, nunca transversais (ANGMAR-MANSSON et al.¹, 1969; RUD; OMNELL⁹⁵, 1970). Essas

conclusões foram afirmadas por Rud e Omnell⁹⁵ (1970), quando os mesmos utilizando-se de radiografias, traçavam as linhas dos produtos de corrosão, que se mostravam radiopacas, aparecendo nas raízes fraturadas, e também ao redor das mesmas.

Silness et al.¹⁰⁷ (1979) estudaram o mecanismo de corrosão intraradicular e afirmaram que esse pode ser o responsável pela fratura de dentes restaurados com pinos de aço inoxidável. Na fase inicial da corrosão, os produtos, são formados na superfície do pino. Esses produtos migram para o interior dos túbulos dentinários das paredes do conduto radicular em que o pino está instalado, aumentando a pressão das estruturas dentinárias. Quando os túbulos estão completamente obliterados, não podendo mais absorver a pressão exercida pelo crescimento dos produtos de corrosão, ocorre a fratura da referida raiz. A fratura pode ser longitudinal ou oblíqua, coincidindo com o padrão do aumento e distribuição dos produtos de corrosão. O processo continua após a fratura ocorrer, depositando uma segunda camada de produtos de corrosão na linha de fratura. Seqüencialmente, os produtos de corrosão migram para o espaço periodontal, causando dor e desconforto ao paciente.

Wirs et al.¹³⁰ (1987), documentaram numerosos casos de reabsorção de dentina e osso, devido aos produtos da corrosão tóxicos de metais não-nobres, como o cobre, que são utilizados na fabricação de pinos metálicos. Os autores dizem ainda que, as altas concentrações desses produtos nos túbulos dentinários e também nos tecidos circundantes, podem levar a inflamação dos mesmos.

Schaffer⁹⁸ (1988) em um estudo *in vitro*, usou pinos de duas diferentes composições: titânio puro e aço inoxidável banhado por ouro para avaliar o grau de corrosão dos mesmos, quando mergulhados em solução salina (0,9%) por 24 horas. Após a exposição ao ambiente de teste, os autores notaram que os pinos de titânio estavam livres de qualquer mancha ou indicação de corrosão. Os pinos de aço inoxidável banhados por ouro tiveram suas superfícies descoloridas e, ao MEV, revelou-se grandes quantidades de produtos de corrosão, sendo que pelos resultados da análise de dispersão de Raios-X (EDAX), ficou comprovado que essas áreas eram compostas principalmente de ferro, níquel e cromo.

Luu e Walker⁶⁰ (1992) descreveram um caso clínico de um segundo molar inferior tratado endodonticamente e restaurado por mais de cinco anos com um pino pré-fabricado em liga de níquel-cromo (Wiptam nickel-chromium post). O dente foi extraído, segundo os autores, por motivo de uma fratura longitudinal na raiz distal do dente, que decorreu de um processo de corrosão do metal não-nobre pelo qual o pino era constituído. Após a exodontia, os autores notaram que a raiz distal estava completamente escurecida, devido ao grande depósito de material de corrosão no tecido dentinário.

Embora os fabricantes de ligas que são usadas em Odontologia geralmente apresentem a composição aproximada das mesmas, é rara a informação oferecida sobre a microestrutura e condição ou história térmica do produto. Tais aspectos do material podem ser importantes dados para a

longevidade das restaurações, sendo satisfatória uma maior investigação sobre o assunto (DIONYSOPOULOS et al.²⁹, 1995).

A corrosão do pino pode ser iniciada pelo acesso de eletrólitos à superfície do pino, seja por via dentina/cimento, por falhas na adaptação das restaurações coronárias, por fraturas radiculares não diagnosticadas, canais acessórios ou até mesmo pela umidade adquirida durante o preparo radicular para a confecção do núcleo (LUU; WALKER⁶⁰, 1992; FERNANDES; DESSAI³⁴, 2001).

Dessa maneira, fica expressa a necessidade de se estudar a fabricação de núcleos metálicos fundidos com ligas que possuam alta resistência à corrosão e que contemplem as propriedades físicas atribuídas aos metais preciosos, sendo ao mesmo tempo, viáveis financeiramente.

2.4 - Considerações Sobre o Metal Titânio

Tradicionalmente, os núcleos metálicos fundidos são fabricados com ligas nobres e também com ligas não-nobres (ASSIF et al.⁵, 1989). As ligas nobres de ouro têm sido relatadas na literatura científica como biocompatíveis, com alta resistência à corrosão e baixa rigidez sendo as mais indicadas para a confecção de N.M.Fs., em função de suas propriedades biomecânicas favoráveis. As ligas de metais nobres são altamente resistentes

à corrosão, mas em contrapartida possuem um alto custo (FERNANDES et al.³⁵, 2003).

Wang e Boyle¹²⁵ (1993), comentam que as ligas metálicas à base de ouro com propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas largamente testadas e aprovadas, tiveram ampla aplicação na Odontologia Restauradora. Entretanto, o seu alto custo relativo motivou o desenvolvimento de ligas alternativas, cujas propriedades e desempenho clínico se aproximassem aos proporcionados pelo ouro.

Zavanelli et al.¹³⁶ (2003), reportam que o elevado custo do ouro levou ao desenvolvimento de ligas compostas de metais básicos, buscando alcançar as propriedades das ligas áureas. As ligas de metais básicos, para a confecção de PPFs e PPRs, foram introduzidas em 1930. Desde então, tanto o níquel-cromo (Ni-Cr) como o cobalto-cromo (Co-Cr), tornaram-se formulações populares pela economia e pelo papel que poderiam desempenhar como proposta de substituição das ligas de ouro.

As vantagens dos metais básicos são: baixo peso específico, alta resistência e baixo custo (KELLY; ROSE⁵⁷, 1983; CRAIG; POWERS²⁶, 2004). Outros elementos, como o berílio e o molibdênio, são adicionados ao sistema Ni-Cr e Co-Cr, tentando-se melhorar suas propriedades, mas sabe-se que o berílio é potencialmente tóxico e o níquel é reconhecido como agente sensibilizante (WILTSHIRE et al.¹²⁹, 1996).

Dentre os metais e ligas que surgiram na atualidade, nenhum tem recebido maior destaque que o titânio e suas ligas. O titânio como elemento puro é encontrado na tabela periódica com o número atômico 22 e peso

atômico 47,9. Descoberto em 1791 pelo reverendo inglês Willian Gregor e, em 1795, encontrado no minério rutilio (TiO_2) pelo químico alemão Martin Klaproth, pelo qual denominou-o de titânio, o mesmo é utilizado em larga escala na indústria aeroespacial, por possibilitar a construção de estruturas menos densas e resistentes (DONACHIE Jr.³⁰, 1988).

Päßler e Mann⁸³ (1991) comentam que titânio é um metal muito reativo, e sua obtenção na forma pura, a partir do minério rutilio, era muito difícil. Foi então que Kroll desenvolveu o processo de refino, e é considerado, por isso, o pai da indústria do titânio (BAUER et al.⁸, 2002).

Bothe et al.¹⁴ (1940) utilizou o titânio, na forma de implantes, em animais de laboratório, comparando-o com materiais usados em aplicações cirúrgicas, constatando que o referido metal apresentou boa tolerância e resistência à corrosão, pelo menos aparentemente.

Entretanto, somente em 1977, foi reportado seu uso em prótese dentária, quando fundições experimentais de titânio para coroas e estruturas de próteses parciais removíveis foram realizadas, usando fusão por indução a vácuo (NAKAJIMA; OKABE⁷², 1996).

Ligas alternativas de titânio estão sendo introduzidas dentro da Odontologia para tentar compensar as deficiências dos metais básicos. Em relação aos sistemas não-nobres, o titânio apresenta polimento e usinagem mais fácil (LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN⁵⁸, 1993).

Meloncini⁶⁷ (2000) diz que o titânio tem diversas aplicações na Odontologia: desde pequenas fundições tipo “onlay”, coroas e pontes com ou

sem cobertura estética até estruturas como armações de próteses parciais removíveis ou pinos para implantes.

Segundo Craig e Powers²⁶ (2004), a resistência do titânio à degradação eletroquímica, a resposta biológica benigna, o peso relativamente leve, a baixa densidade, o baixo módulo de elasticidade e a alta resistência torna os materiais, à base de titânio, grandes atrativos em Odontologia.

Dentre as várias ligas utilizadas em Odontologia, as ligas de titânio são superiores às outras ligas na resistência à corrosão (ANUSAVICE³, 1998). Ligas de ouro, ligas de titânio e ligas de cobalto-cromo-molibdênio, oferecem a melhor combinação entre rigidez e resistência à corrosão (JACOBI; SHILLINGBURG Jr.⁵³, 1993).

Wang e Fenton¹²⁶ (1996), comentam que as propriedades físicas do titânio comercialmente puro (Ti c.p.) podem variar de acordo com o grau de impureza de elementos, tais como: oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio. O Ti c.p. pode ser classificado em quatro diferentes tipos, de acordo com os traços dos elementos considerados como impurezas. Assim, são classificados em quatro graus, sendo que as impurezas aumentam de acordo com a elevação do grau. As propriedades mecânicas do titânio tipo 1 são comparadas com ouro tipo IV, sendo que com custo bem menor.

Apesar da pequena quantidade de oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio presentes no titânio puro, isso causará mudanças consideráveis em algumas propriedades mecânicas. Isso porque esses elementos passam a ocupar espaço dentro do arranjo cristalino e causam

desalojamento parcial dos átomos de titânio, o que acarreta um “travamento”, diminuindo o eventual deslizamento das camadas dos átomos quando sujeitos a forças externas, aumentando, dessa forma, a resistência a possíveis deformações plásticas (BAUER⁸, 2002).

O titânio e suas ligas têm seus arranjos cristalinos na forma hexagonal compacto, também chamado de fase alfa (α), cúbica de corpo centrado ou fase beta (β), além da mistura das duas grades ($\alpha + \beta$) (COLLINGS²³, 1984). O Ti c.p. apresenta-se na fase alfa abaixo de 882°C; acima dessa temperatura, a estrutura cristalina modifica-se para cúbica de corpo centrado (CRAIG²⁵, 1997).

Ohkubo et al.⁷⁵ (2000), dizem que, na área odontológica, a principal aplicação do titânio e suas ligas, têm-se dado nos implantes aloplásticos, mas nas duas últimas décadas, seu emprego tem aumentado consideravelmente na confecção de coroas, próteses parciais fixas e removíveis e restaurações metalocerâmicas.

A comprovada biocompatibilidade do titânio e de suas ligas, fez do mesmo uma excelente alternativa às ligas de metais não-nobres, contendo níquel, cobalto e berílio, às vezes associadas a problemas como hipersensibilidade e propriedades alérgicas e carcinogênicas, manifestados em determinados pacientes (JONES et al.⁵⁶, 1986; OHKUBO et al.⁷⁵, 2000; SCHMALZ; GARHAMMER⁹⁹, 2002).

O Ti c.p. tem densidade de 4,51 g/cm³, consideravelmente menor que as ligas de ouro, Ni-Cr e Co-Cr. Sua microdureza fica entre 130-210 VHN,

basicamente semelhante à das ligas de ouro (125-240 VHN). O Ti c.p. possui resistência à pressão entre 241-548 0,1%(Mpa), também semelhante às ligas de ouro (próximo a 420 0.1% (MPa)) e alongamento entre 15-24%, sendo que o alongamento das ligas de ouro varia entre valores de 10-18% (LYMAN⁶¹, 1978; OILO; GJERDET⁷⁶, 1983).

A baixa densidade do titânio comparada com ligas de Co-Cr (8,9 g/cm³) e ouro (19,3 g/cm³), proporciona-lhe vantagem única, permitindo a confecção de próteses com baixa densidade, sem comprometer suas favoráveis propriedades mecânicas, como resistência à tração e dureza (WANG; BOYLE¹²⁵, 1993; JANG et al.⁵⁴, 2001). Por outro lado, essa característica favorável por outro lado torna-se um problema, segundo Thomas et al.¹¹⁷ (1997), pois dificulta a injeção da liga durante o processo de fundição.

Ribeiro⁹² (2001) acrescenta que essa baixa densidade, associada à diferença de temperatura de fusão do titânio com a temperatura do molde, propicia a ocorrência mais freqüente de defeitos internos (vazios e porosidades) em peças fundidas em titânio.

Ohkubo et al.⁷⁵ (2000) salientou também que, devido à alta reatividade química das ligas de Ti c.p. com elementos do revestimento, há uma exigência de máquinas especiais para a fundição das mesmas ligas, que utilizam tecnologia diferente das utilizadas nas fundições de ligas de metais nobres e não nobres. No entanto, apesar do alto desenvolvimento conseguido com essas máquinas, de alta tecnologia, porosidades e inadequado preenchimento do molde são defeitos freqüentemente observados nas fundições de titânio (HERO et al.⁵¹, 1993).

Yamauchi et al.¹³³ (1988), comentam que ligas de outros metais básicos como Co-Cr e Ni-Cr apresentam uma fundibilidade melhor do que a do Ti c.p. ou de suas ligas, quando se comparam materiais por meio de contagem de preenchimento de telas. Mas, que quando são usadas placas de espessuras de 0,35mm e 0,70mm, os resultados mostram-se semelhantes.

O titânio forma uma camada de óxido (*alfa-case*) muito estável com uma espessura, na ordem de ângstrons, e esta camada passivadora se forma em questão de segundos (10^9 segundos). A formação desta camada de óxido é a base da resistência à corrosão e da biocompatibilidade do titânio (CRAIG; POWERS²⁶, 2004). No entanto, Ohkubo et al.⁷⁵ (2000), relataram que há uma maior dificuldade na usinagem de peças com “alfa-case”.

Watanabe et al.¹²⁷ (1997), comentam que essa destacada reatividade química do titânio a elevadas temperaturas, principalmente com revestimentos à base de silicato ou aglutinado por fosfato, produz uma camada de reação dura e frágil na superfície de fundição.

Esta camada possui relevância clínica, haja visto que reduz a ductibilidade e a resistência à fadiga de estruturas e grampos de próteses parciais removíveis (VALLITTU; KOKKONEN¹²³, 1995), sendo também indesejável em termos de rugosidade de superfície e ajuste das estruturas (WATANABE et al.¹²⁷, 1997).

Berg⁹ (1997) realizou um questionário com o objetivo de obter as opiniões dos dentistas sobre o uso clínico das restaurações de titânio. Uma série de questões foram colocadas em pauta no que tange às restaurações de titânio, como, por exemplo: tipo mais utilizado e de maior experiência,

vantagens e desvantagens e indicações para a utilização. O questionário foi enviado por um laboratório de Noruega (Bergen), que desde 1988, fabricou mais de 10000 fundições de titânio de coroas e pontes fixas, para 72 dentistas. Na opinião de 64 dentistas que completaram o questionário, a fundição de titânio é mais vantajosa do que as ligas fundidas convencionais. Isso se deve, principalmente, ao custo baixo, seguido da maior biocompatibilidade, menor peso e menor calor condutivo desse material. As coroas unitárias foram as restaurações de titânio mais realizadas e de maior experiência dos dentistas. Os clínicos relataram que as restaurações de titânio são muito satisfatórias, apesar dos problemas relacionados aos aspectos técnicos e estéticos encontrados nesse material.

A tentativa de substituir as ligas de ouro pelo titânio pelas indústrias de próteses dentais, laboratórios protéticos e odontólogos, tem se mostrado um processo lento. O aumento do uso do titânio na prótese dental depende de pesquisas e acompanhamentos clínicos para comparar a sua efetividade e sua superioridade aos metais convencionais (WANG; FENTON¹²⁶, 1996).

3 – Proposição

O objetivo desta pesquisa foi introduzir a técnica de confecção de núcleos metálicos fundidos utilizando-se titânio c.p., bem como analisar a influência de um tratamento de superfície dado aos mesmos (condicionamento com solução ácida de Kroll) e de diferentes agentes cimentantes (fosfato de zinco e cimento resinoso de polimerização dual à base de metacrilato) na retenção à tração dos núcleos, comparando-os com núcleos metálicos fundidos em uma liga de ouro tipo III.

4 – Material e Método

*E*ste trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (processo n. 2005.1.250.58.5 / Caae n. 004.0.138.000-0) (anexo 1).

4.1. Seleção dos Dentes:

Foram selecionados 42 caninos humanos (superiores ou inferiores) com ápices totalmente formados (figura 1), não podendo apresentar cáries extensas, grandes restaurações coronárias e tratamento endodôntico prévio. Dentes com grande achatamento méso-distal foram excluídos. Os dentes foram limpos com curetas periodontais e os mesmos foram estocados em solução salina (NaCl 0,9%). Usando um disco de carborundum, eram marcadas linhas próximas à junção cimento-esmalte, de tal forma que as porções radiculares apresentassem comprimento de 16 mm. As coroas foram então cortadas na marcação pré-estabelecida, para posteriormente receberem o tratamento endodôntico.

Figura 1. Dentes caninos humanos selecionados.

4.2. Tratamento Endodôntico:

Para o acesso ao conduto radicular, foi utilizada uma lima endodôntica #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) até que a mesma era visualizada na entrada do forame apical. Deste comprimento recuava-se 1mm, obtendo assim o comprimento de trabalho. Foi feita a instrumentação radicular inicial da lima #15 à #40 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) com o objetivo de se formar o batente apical. Após isso, era obtido o escalonamento radicular, o qual recuava, a partir do comprimento de trabalho, de 1mm em 1mm com limas #45 à #80 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). A partir da lima #80 foram utilizadas brocas de Largo de #2, #3 e #4 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) recuando-se 2mm para cada broca. Em cada troca de limas e brocas, realizavam-se irrigações com solução de Dakin (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil) para a remoção de *debris*. Após o trabalho de instrumentação mecânica, os condutos foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados pela técnica de condensação lateral, com cones de guta-percha #40 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e cones acessórios R7 e R8 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Foi utilizado um cimento endodôntico resinoso associado a hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), proporcionado e espatulado de acordo com as recomendações do fabricante. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade relativa por um período mínimo de 72 horas, antes de seu preparo, para permitir a completa presa do cimento.

Figura 2. Dentes tratados endodonticamente.

4.3. Preparo dos Dentes:

Foram utilizadas brocas de Largo (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), em baixa rotação, na seqüência #2 (diâmetro de 0,9mm), #4 (1,3mm) e #6 (1,7mm), para a remoção da guta-percha e concomitante preparo intraradicular. O comprimento do preparo foi de 10 mm para todas as brocas (figuras 3, 4 e 5). Com o preparo estabelecido, era provado um núcleo metálico fundido controle pré-confeccionado (confeção do núcleo será descrita adiante) e contendo um *stop* endodôntico na marca de 10 mm, que visou aferir o assentamento deste no preparo confeccionado. Nos casos em que o comprimento de trabalho não se confirmava, foi reutilizada a broca de Largo #6 com 10 mm de profundidade e novamente era provado o núcleo controle.

Figuras 3 e 4. Comprimento do preparo sendo estabelecido (3) e o mesmo sendo realizado (4).

Figura 5. Esquema representando a sequência de brocas de largo utilizadas (#2, #4, e #6) para o preparo do conduto.

4.4. Confeção dos Padrões de Resina Acrílica:

Para esta etapa foram utilizados pinos plásticos pré-fabricados para moldagens de condutos radiculares (Pin-Jet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) e resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental Mfg Co, IL, EUA). Cada um dos 42 dentes foi moldado individualmente, resultando em 42 padrões de resina acrílica (figuras 6 e 7).

Figuras 6 e 7. Moldagem do conduto com pino plástico pré-fabricado (6) e acabamento do mesmo com fresa mini-cut (7).

Antes de serem fundidos, os pinos receberam um complemento coronário em Duralay (Reliance Dental Mfg Co, IL, EUA) em forma de cone

invertido com o intuito de adaptar o núcleo metálico fundido à matriz de ensaio de tração. Esta porção coronária foi feita utilizando-se um dispositivo em *teflon* desenvolvido pela Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (seqüência de confecção do complemento coronário está descrita nas figuras 8 à 15). A conformação cônica invertida justifica-se, apenas, para a adaptação do corpo-de-prova à matriz de ensaio de tração.

Figuras 8 e 9. Adaptação do pino moldado ao dispositivo em *teflon* (8). Marcação feita 1mm acima da região moldada aonde se fazia o corte do pino para posterior inserção da resina acrílica (9).

Figura 10. Pino após o corte. Notar o aspecto interno do dispositivo em forma de cone.

Figuras 11 e 12. Inserção de resina acrílica Duralay no dispositivo (11) e aplainamento da superfície do complemento coronário utilizando placa de vidro (12).

Figuras 13 e 14. Complemento coronário terminado (13). Desinclusão do mesmo através do parafuso rosqueável presente no dispositivo após a polimerização da resina acrílica (14).

Figura 15 e 16. Acabamento dado ao pino com ponta diamantada na porção de junção entre o complemento coronário e a área moldada do conduto radicular (15). Grupo com todos os padrões acrílicos finalizados (16).

Ao final, o padrão de resina acrílica obtido apresentava comprimento de 20,5mm, com adaptação passiva ao conduto radicular. A figura 17 mostra as distâncias que foram padronizadas para a realização deste experimento.

Figura 17. Esquemática das distâncias padronizadas utilizadas para o complexo dente-pino.

Após a confecção dos padrões, os dentes e os pinos foram estocados em ambiente com 100% de umidade relativa.

4.5. Fundição dos Núcleos Metálicos em Ouro:

Os padrões de resina acrílica foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato Termocast (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos a um ciclo térmico em forno automático (E.D.G., São Carlos, SP,

Brasil) de acordo com o seguinte protocolo: o anel foi colocado no forno à temperatura ambiente e o termostato ajustado para 300° C. Nesta temperatura o anel permaneceu por 30 minutos. Em um segundo ciclo, o termostato era ajustado para 950° C; ao atingir essa temperatura o anel permaneceu por 25 minutos. A fundição foi feita com liga de ouro tipo III (C.N.G., São Paulo, SP, Brasil) e realizada com maçarico de baixa fusão Veriflo (Richmond, CA, USA) em atmosfera ambiente. Os núcleos foram desincluídos após atingida a temperatura ambiente, jateados com partículas de óxido de alumínio de 200µm (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) e depois cortados de suas bases com discos de carborundum. Após isso, eram verificados os corretos assentamentos dos núcleos aos dentes preparados. Caso contrário, o N.M.F. era inspecionado para a detecção de nódulos ou irregularidades que pudessem afetar a adaptação do mesmo, sendo essas imperfeições quando presentes, removidas através de cuidadosa usinagem com brocas transmetal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Após 24 horas, foram realizados os procedimentos de cimentação.

Figura 18 e 19. Padrões montados no anel de inclusão (18). N.M.Fs. aprisionados na estrutura fundida e, no detalhe, após o corte pronto para ser cimentado (19).

4.6. Protocolo para Fundição dos Núcleos em Titânio:

Os padrões em resina acrílica foram posicionados em uma barra de cera (conduto de alimentação horizontal), em forma de arco, de 40mm de comprimento e 4mm de diâmetro. Para cada fundição, eram posicionados 7 padrões, perfazendo um total de 4 fundições. A barra (conduto de alimentação horizontal) de cada fundição teve uma margem virtual de recuo de 5mm de cada lado, não sendo posicionado nenhum padrão nesta margem. O conduto de alimentação horizontal foi unido à base cônica de inclusão (em borracha) por meio de um conduto de alimentação central (em cera), que tinha 5mm de comprimento por 6mm de diâmetro e este ficou posicionado verticalmente ao centro do conduto de alimentação horizontal. Não se posicionavam padrões na região do conduto de alimentação central. Os padrões em resina acrílica foram alinhados no conduto de alimentação horizontal opostamente ao conduto de alimentação central, sendo os mesmos unidos por suas porções coronárias através de uma camada de cera de 2mm de comprimento, que visava facilitar a separação dos N.M.Fs. do seu conduto de alimentação após a fundição. Os padrões foram mantidos à distância de no mínimo 3,5mm entre si. Os condutos de alimentação não tiveram ângulos vivos em suas intersecções para não dificultar a injeção do metal liquefeito. As figuras 20 e 21 esquematizam a montagem da estrutura que viabilizou a fundição dos N.M.Fs. em Ti c.p.

Figura 20 e 21. Visualização da estrutura para fundição dos N.M.Fs. em Ti c.p. (20).

Depois da montagem da estrutura contendo os padrões acrílicos, a mesma foi pulverizada com líquido surfactante (Lubrofilm, Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha) e deixada secar em temperatura ambiente. A estrutura montada no anel de inclusão foi incluída em um anel de fundição metálico de 54 mm de altura e 63 mm de comprimento. Após isso, o revestimento era espatulado para posterior inclusão. O revestimento Rematitan Plus, à base de óxido de silício (Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha), específico para coroas e próteses fixas, foi proporcionado de acordo com as instruções do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos, sendo vazado inicialmente sobre a estrutura montada na base de inclusão e depois, sob vibração, completava-se o anel de inclusão com o material (figuras 22 e 23).

Figuras 22 e 23. Revestimento vazado inicialmente sob a estrutura montada na base de inclusão (22) e depois, sob vibração, completando o anel de inclusão com o material (23).

O anel era deixado em temperatura ambiente até o final da reação de cristalização, momento que o anel de inclusão contendo o bloco de revestimento era removido da base de inclusão e colocado no forno de aquecimento EDG 7000 (E.D.G., São Carlos, SP, Brasil) programado para o protocolo de temperaturas indicado pelo fabricante do revestimento (tabela 1).

Tabela 1. Ciclos de temperatura e tempo de aquecimento (velocidade de aquecimento do forno constante em 5 °C/min).

Programa	Temperatura °C	Tempo de aquecimento / Patamar (minutos)
Ciclo 1	150 °C	90 min
Ciclo 2	250 °C	90 min
Ciclo 3	1000 °C	60 min
Ciclo 4	500 °C	0-120 min

Transcorrido o período de aquecimento, o bloco foi transferido para a máquina de fundição Discovery Plasma (E.D.G., São Carlos, SP, Brasil), programada e ajustada para uma pastilha de liga de 22g de Ti c.p. (Tritan, grau 1, Dentauro, Pforzheim, Alemanha).

Após a fundição, o conjunto foi imediatamente resfriado em água. A peça foi desincluída com um auxílio de um martelo pneumático (V.H., Araraquara, SP, Brasil) e o conjunto metálico foi removido, sendo em seguida feita uma primeira etapa de jateamento com óxido de alumínio com microesferas de 200µm (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) a 80 psi, para a remoção dos excessos mais grosseiros (figura 24).

Em seguida, feito o corte dos núcleos fundidos na região de intersecção com a barra de alimentação horizontal, usando uma máquina politriz (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) e discos de carborundum n° 43 (Shelble, Petrópolis, RJ, Brasil). Após isso, eram verificados os corretos assentamentos dos núcleos aos dentes preparados. Caso contrário, o N.M.F. era inspecionado para a detecção de nódulos ou irregularidades que pudessem afetar a adaptação do mesmo, sendo essas imperfeições quando presentes, removidas através de cuidadosa usinagem com brocas transmetal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Após 24 horas, foram realizados os procedimentos de cimentação dos pinos que não foram submetidos ao ataque ácido com solução de Kroll.

Figuras 24 e 25. Estrutura fundida após a desinclusão com martetele pneumático (24). Estrutura após o primeiro jateamento com óxido de alumínio e, no detalhe, pino após o segundo jateamento pronto para ser cimentado.

4.6.1. Tratamento superficial dos núcleos metálicos fundidos em Ti

c.p.:

Foram escolhidos ao acaso 14 núcleos fundidos em Ti c.p., para serem submetidos a um tratamento superficial com solução de Kroll (3ml de HF, 6ml de HNO₃ para 100ml de água destilada). Este procedimento teve como objetivo melhorar a retenção do pino ao conduto radicular, partindo-se do pressuposto que o condicionamento ácido favoreceria a adesão dos agentes cimentantes aos núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. Cada núcleo foi submerso por 60 segundos em um recipiente plástico (figura 26) contendo solução de Kroll (tempo determinado por estudo piloto feito através de análises microscópicas de superfícies de Ti c.p. imersas por diferentes tempos em solução de Kroll – Adendo 1).

Figura 26. N.M.F em Ti c.p. submerso por 60 segundos em um recipiente plástico contendo Solução de Kroll. Reparar a liberação de “bolhas” de hidrogênio no pino de Ti c.p. decorrente da reação de oxi-redução do mesmo com a solução de Kroll.

Após o tempo estabelecido, lavava-se o núcleo com água por 30 segundos e o mesmo era seco com jato de ar. Posteriormente, após 24 horas, os pinos foram submetidos aos procedimentos de cimentação.

4.7. Cimentação dos Núcleos:

Foram utilizados dois agentes cimentantes: um cimento fosfato de zinco (S.S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e um cimento resinoso à base de metacrilato-fosfato de polimerização dual (Panavia F, Kuraray, Osaka, Japão).

a) Cimentação com fosfato de zinco: o cimento foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, aplicado sobre a superfície dos pinos e levado em posição com pressão digital. Após 5 minutos, os excessos de cimento eram removidos e os dentes estocados em ambiente de 100% de umidade em um umidificador durante 72 horas, para posterior inclusão dos mesmos.

Figuras 27 e 28. Representação da cimentação de um N.M.F. com cimento de fosfato de zinco: 27 - Detalhe da espátulação e inserção do núcleo no conduto radicular. 28 - Remoção do excesso de material e a cimentação concluída.

b) Fixação com Panavia F (10-MDP, metacrilato funcional, NaF): os condutos radiculares foram lavados com água e secos com ponta de papel absorvente. Com micropincel Aplicator Tips (Dentsply, De Trey, Alemanha) aplicou-se o ED Primer (Kuraray, Osaka, Japão) por 60 segundos no interior do canal radicular (figura 29). Nesse tempo, com o auxílio de um pincel, era aplicado o ALLOY Primer (Kuraray, Osaka, Japão) na superfície do N.M.F (figura 30). Após isso, o cimento resinoso era manipulado e aplicado sobre o núcleo, sendo assentado em seu respectivo preparo (figura 31). Removidos os excessos, o cimento resinoso foi fotopolimerizado através de luz halógena (Ultralux; Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com 390 mW/cm^2 por 20 segundos, sendo finalizado o procedimento (figura 32). Os dentes foram estocados em ambiente com 100% de umidade relativa, durante 72 horas, para posterior inclusão dos mesmos.

Figura 29 e 30. Representação da cimentação de um N.M.F. com cimento de fosfato de zinco: 29 - aplicação do ED Primer; 30 - aplicação do ALLOY Primer.

Figuras 31 e 32. Inserção do N.M.F. impregnado pelo cimento resinoso (31). Remoção dos excessos de cimento e aspecto final do elemento após a fotopolimerização (32).

4.8. Divisão dos Grupos (n=7):

G.1 – núcleos metálicos fundidos em ouro cimentados com fosfato de zinco.

G.2 – núcleos metálicos fundidos em ouro fixados com cimento resinoso.

G.3 – núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. cimentados com fosfato de zinco.

G.4 – núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. condicionados com Solução de Kroll, cimentados com fosfato de zinco.

G.5 – núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. fixados com cimento resinoso.

G.6 – núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. condicionados com Solução de Kroll, fixados com cimento resinoso.

4.9. Inclusão dos Dentes:

Após 72 horas dos procedimentos de cimentação, os dentes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável Dencrilon (Dencril, Caieiras, SP, Brasil), utilizando para isso anéis de inclusão (cano de PVC de 20mm de diâmetro interno e 20mm de altura). Para que o longo eixo dos pinos e canais radiculares ficassem paralelos à matriz de ensaio de tração, evitando a ação de forças laterais, os dentes foram incluídos nos anéis com o auxílio de um delineador modificado, desenvolvido na Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP. Cada núcleo foi fixado ao delineador com cera utilidade utilizando-se a base do cone invertido (figura 33). Após o posicionamento, uma porção de resina acrílica era preparada e vertida no interior do anel (figura 34). A haste do delineador era abaixada, inserindo o conjunto N.M.F./dente no anel com resina acrílica, deixando-se 1mm de remanescente dentário exposto (figura 35). Após a completa reação de polimerização da resina acrílica, o corpo-de-prova estava pronto para o ensaio de tração (figura 36).

Figuras 33 e 34. Fixação do conjunto N.M.F./dente ao delineador modificado pelo cone invertido com cera utilidade (33). Resina acrílica vertida no interior do anel de PVC (34).

Figura 35 e 36. Inserção do dente ao anel contendo resina (35). Corpo-de-prova finalizado e pronto para o ensaio de tração (36).

Os corpos-de-prova eram mantidos em ambiente com 100% de umidade relativa, por 48 horas, até o momento dos ensaios de tração.

4.10. Ensaios de Tração:

Após 48 horas da inclusão de cada grupo, o mesmo era submetido ao ensaio de tração. Os corpos-de-prova foram posicionados em uma máquina universal de ensaios (EMIC DL. 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), presos superiormente pelo cone invertido do N.M.F. à matriz de ensaio, que possuía uma adaptação perfeita a esse cone. Inferiormente, o corpo-de-prova era fixado por uma base posicionadora (figuras 37 e 38). Os pinos foram tracionados a uma velocidade de 0,5mm/minuto com uma célula de carga de 50 Kgf. Os valores foram obtidos em Kilograma-força (Kgf).

Figuras 37 e 38. Posicionamento dos corpos-de-prova na máquina universal de ensaios. Notar na figura 38, a perfeita adaptação entre cone invertido do N.M.F. à matriz de ensaio.

5 – Resultados

5.1. Análise Estatística:

As tabelas 2 e 3 apresentam os resultados dos ensaios de tração dos núcleos metálicos fundidos em ouro, Ti c.p. e Ti c.p. condicionados com solução ácida de Kroll, fixados com cimento de fosfato de zinco e com cimento resinoso de polimerização dual Panavia F, respectivamente.

Tabela 2. Valores de força de ruptura (Kgf) obtidos após os ensaios de tração. N.M.Fs. cimentados com fosfato de zinco.

	Ouro	Titânio c.p.	Titânio c.p. + Kroll
Fosfato de Zinco	6,27	22,43	25,8
	18,04	27,15	30,02
	21,6	35,38	7,6
	30,42	20,06	15,82
	38,45	32,61	36,78
	13,41	26,61	17,81
	16,5	29,77	25,92
	X = 20,67	X = 27,72	X = 22,82
	$\Delta \pm 10,77$	$\Delta \pm 5,4$	$\Delta \pm 9,76$

Tabela 3. Valores de força de ruptura (Kgf) obtidos após os ensaios de tração. N.M.Fs. fixados com cimento resinoso Panavia F.

	Ouro	Titânio c.p.	Titânio c.p. + Kroll
Panavia F	16,37	25,41	27,81
	17,61	33,94	11,14
	42,72	27,95	23,45
	27,41	28,63	18,79
	25,41	15,94	18,42
	25,02	22,04	17,46
	20,64	24,00	21,56
	X = 25,03	X = 25,42	X = 19,80
	$\Delta \pm 8,83$	$\Delta \pm 5,67$	$\Delta \pm 5,23$

Para uma visualização mais ilustrativa dos dados mostrados anteriormente o gráfico 1 apresenta os valores médios obtidos em cada grupo.

Gráfico 1. Comparação dos valores médios da força de ruptura (Kgf) dos diferentes grupos, obtidos após os ensaios de tração.

Os resultados originais foram submetidos à análise estatística^A, onde foi observada uma distribuição normal (tabela 4) e homogênea (tabela 5) determinada pelo teste de homogeneidade de Cochran. Desta forma, foram realizados testes estatísticos paramétricos. A análise de variância (ANOVA) demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados, com $p \leq 0,05$ (tabela 6).

Tabela 4. Teste de aderência à curva normal.

Teste de aderência à curva normal: Valores originais									
A. Frequências por intervalos de classe:									
Intervalos de classe		:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal		:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental		:	0.00	4.76	26.19	47.62	14.29	7.14	0.00
B. Cálculo do Qui quadrado:						Interpretação			
Graus de liberdade		:	4	A distribuição amostral testada					
Valor do Qui quadrado		:	6.36	é normal					
Probabilidade de Ho		:	17.3800	%					

Tabela 5. Teste de homogeneidade.

Teste de homogeneidade de COCHRAN:	
Número de variâncias testadas:	6
Número de graus de liberdade :	6
Variância maior :	116.0715
Soma das variâncias :	377.8413
Valor calculado pelo teste :	0.3072

Tabela 6. Análise de variância.

Análise de variância: Valores originais					
Fonte de Variação	Soma de Quadr.	G.L.	Quadr.Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre colunas	204.2709	2	102.1355	1.62	21.019% ns
Entre linhas	1.0849	1	1.0849	0.02	10.843% ns
Interação CxL	115.6941	2	57.8471	0.92	41.077% ns
Resíduo	2267.0457	36	62.9735		
Variação total	2588.0957	41			

5.2. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV):

As imagens foram obtidas em MEV (LEO 435 VP). Os N.M.Fs. não tiveram nenhum tipo de preparação histológica, simplesmente foram fixados em plataformas metálicas (“stubbs”). Nota-se diferenças nas superfícies dos núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. quando os mesmos foram ou não condicionados solução ácida de Kroll por 60 segundos. As figuras 39 a 44 ilustram essa afirmação sob diferentes magnificações.

Figuras 39 e 40. Magnificação de 100x: 39 – N.M.F. sem condicionamento com solução ácida de Kroll; 40 – N.M.F. condicionado com solução ácida de Kroll.

Figuras 41 e 42. Magnificação de 500x: 41 – N.M.F. sem condicionamento com solução ácida de Kroll; 42 – N.M.F. condicionado com solução ácida de Kroll.

Figuras 43 e 44. Magnificação de 1000x: 43 – N.M.F. sem condicionamento com solução ácida de Kroll; 44 – N.M.F. condicionado com solução ácida de Kroll.

6 – *Discussão*

A utilização de um retentor intra-radicular em casos de perda de estrutura dentária, que compreenda a maior parte ou a totalidade da coroa, é um procedimento largamente difundido e consagrado na prática odontológica. Dentro dos sistemas restauradores intra-radiculares, os núcleos metálicos fundidos (N.M.Fs.) constituem a principal forma de retenção utilizada durante décadas. Sua técnica de confecção é bastante conhecida, tendo sido extensivamente descrita por alguns autores (SHILLINGBURG; KESSLER¹⁰⁵, 1991; MIRANDA⁶⁸, 1994).

Os N.M.Fs. são fabricados com ligas nobres ou não-nobres (ASSIF et al.⁵, 1989). As ligas nobres de ouro têm sido relatadas na literatura científica como biocompatíveis, com alta resistência à corrosão e baixa rigidez sendo as mais indicadas para a confecção de N.M.Fs., em função de suas propriedades biomecânicas favoráveis. As ligas de metais nobres são altamente resistentes à corrosão, mas em contrapartida possuem um alto custo (FERNANDES et al.³⁵, 2003), sendo que desde a década de 30, vêm sendo substituídas por ligas não-nobres.

Desde então, segundo Zavanelli et al.¹³⁶ (2003), tanto o níquel-cromo (Ni-Cr) como o cobalto-cromo (Co-Cr) tornaram-se formulações populares pela economia e pelo papel que poderiam desempenhar como proposta de substituição às ligas de ouro.

As vantagens dos metais básicos são: baixo peso específico, alta resistência e baixo custo (KELLY; ROSE⁵⁷, 1983; CRAIG; POWERS²⁶, 2004). No entanto, alguns autores relatam que a introdução de um pino intra-radicular composto de liga não-nobre muitas vezes leva a um processo de corrosão no interior do conduto, podendo acarretar em uma fratura radicular devido à formação de produtos de corrosão (ANGMAR-MANSSON et al.¹, 1969; RUD; OMNELL⁹⁵, 1970; PETERSEN⁸⁷, 1971; WIRS et al.¹³⁰, 1987; SILNESS et al.¹⁰⁷, 1979; LUU; WALKER⁶⁰, 1992; FERNANDES; DESSAI³⁴, 2001).

Segundo Craig e Powers²⁶ (2004), algumas características do titânio como: resistência à degradação eletroquímica, resposta biológica benigna, peso relativamente baixo, baixa densidade, baixo módulo de elasticidade e alta resistência, torna-o um material atrativo em Odontologia. Assim, introduzir o Ti c.p. puro na confecção de núcleos metálicos fundidos, buscando compará-lo a uma liga de ouro, considerada ideal para esse procedimento, foi o objetivo desta pesquisa.

Newman et al.⁷³ (2003), indicam a utilização de dentes humanos porque representam uma boa opção para simular as situações clínicas para dentes tratados endodonticamente. Caninos humanos foram utilizados neste estudo, pois segundo Cohen e Burns²¹ (2002), estes elementos raramente apresentam variações radicais de morfologia. Os critérios de exclusão foram: raízes com espaço reduzido, tratamento endodôntico realizado anteriormente ao estudo e defeitos visíveis na raiz (PURTON et al.⁸⁹, 2003) como cáries, trincas ou microfraturas (NEWMAN et al.⁷³, 2003). Esses dentes foram

estocados em solução salina, pois de acordo com Sedgley e Messer¹⁰¹ (1992) esse procedimento não afeta a resistência ou a dureza dos dentes.

Os dentes empregados neste trabalho foram instrumentados e obturados endodonticamente seguindo um protocolo de preparo. Paschal Jr. e Burgess⁸¹ (1997) demonstraram que é importante que os canais sejam obturados para que os testes com pinos cimentados reproduzam mais fielmente a realidade clínica.

No tratamento endodôntico, as soluções irrigadoras associadas à instrumentação biomecânica são necessárias, pois proporcionam adequada remoção do material orgânico e inorgânico residual do interior dos canais radiculares. Segundo Berutti et al.¹¹ (2003), a liberação de oxigênio proveniente do hipoclorito de sódio, que é uma das soluções irrigadoras mais utilizadas, pode comprometer a polimerização dos agentes adesivos.

Neste trabalho de pesquisa, o preparo biomecânico dos canais radiculares foi associado à irrigação com hipoclorito de sódio a 0,5%, levando-se em consideração que o preparo radicular com brocas de Largo para posterior fixação dos pinos, determinam um considerável desgaste da dentina radicular superficial e conseqüente exposição de dentina mais profunda, a qual não teve contato com a solução irrigadora.

Outro fator importante a ser considerado no tratamento endodôntico é a seleção do cimento a ser utilizado na obturação do canal. Alguns autores acreditam que os cimentos utilizados contendo eugenol em sua composição podem inibir a polimerização dos agentes cimentantes resinosos (SCHWARTZ et al.¹⁰⁰, 1998; HAGGE et al.⁴⁸, 2002).

Contudo, este é um assunto ainda controverso, pois não existe acordo na literatura se a influência do eugenol no processo adesivo tem real relevância clínica quando se trata da retenção de pinos intra-radiculares. Tjan e Nemetz¹¹⁹ (1992), observaram redução na retenção de pinos intra-radiculares fixados com material cimentante resinoso na presença de eugenol, enquanto que em trabalhos de Schwartz et al.¹⁰⁰ (1998) e Boone¹³ (2001), não foram apontadas diferenças significativas com relação à retenção de pinos cimentados com agentes resinosos em dentes previamente tratados com cimentos endodônticos com e sem eugenol. Assim, como há dúvidas em relação ao eugenol, o cimento obturador utilizado neste estudo foi o de hidróxido de cálcio em base resinosa, eliminando a possibilidade de comprometimento na polimerização do cimento resinoso.

Alguns estudos sugerem que, quando do preparo para a confecção de um pino intra-radicular, é importante que se preserve uma quantidade significativa da guta-percha apical, com o intuito de manter o selamento apical conseguido com o tratamento endodôntico. Morgano e Brackett⁷⁰ (1999) afirmam que o comprimento do pino deve ser o maior possível, desde que a anatomia permita, deixando de 4 a 5mm de guta-percha na região apical.

Nesta pesquisa, o preparo para o N.M.F. foi feito com uma conformação paralela de extremidade cônica proporcionado pelo uso de brocas de Largo. Segundo Colley et al.²² (1968) e Tjan e Miller¹¹⁸ (1984), a conformação paralela proporciona maior retenção friccional aos pinos no interior do canal radicular. Esse preparo apresentava 10mm de comprimento e

1,7mm de diâmetro em média; foram preservados 5mm de guta-percha apical nas amostras.

Os padrões em resina acrílica dos N.M.Fs. foram obtidos pela técnica de moldagem direta (GALAN Jr. et al.⁴², 1970; STERN¹¹², 1972; EDMUNDS; DUMMER³¹, 1990), tendo como base pinos plásticos pré-fabricados. Com o objetivo de adaptar o corpo-de-prova à matriz da máquina universal de ensaios, um complemento coronário em forma de cone invertido foi adicionado ao padrão moldado, padronizando, dessa maneira, as forças verticais geradas aos espécimes durante os testes de tração.

No presente estudo, tendo em vista os problemas ocorridos pelos processos de corrosão intra-radicular, já citados anteriormente, buscou-se um material que seja comprovadamente biocompatível para a confecção de núcleos metálicos fundidos. Lautenschlager e Monaghan⁵⁸ (1993) relataram que a propriedade que contribui para a excelente biocompatibilidade do titânio é a alta resistência à corrosão, pois há a formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, possivelmente inerte ao ataque eletroquímico.

Objetivando um correto escoamento da liga de Ti c.p. nos condutos de alimentação e um preenchimento perfeito do molde na região dos N.M.Fs., foi idealizada uma estrutura de fundição com canais de alimentação em formato de arco. Os padrões de resina acrílica ficaram, no mínimo, a 3,5 mm de distância entre si e, observando-se também a não ocorrência de áreas com ângulos vivos nas uniões das partes da estrutura. Na junção do padrão de resina com o conduto de alimentação existia uma camada em cera de no

mínimo 2mm, que visava facilitar a separação dos N.M.Fs. do seu conduto de alimentação após a fundição, sem interferir no complemento coronário em cone invertido.

Para a fundição, foi utilizada uma máquina do tipo “vácuo-pressão”, com duas câmaras e arco voltaico. Segundo o fabricante da máquina Discovery Plasma (E.D.G., São Carlos, SP, Brasil) não há controle preciso da temperatura de fundição, sendo que a fusão do titânio geralmente ocorre em temperaturas bem superiores a 1668° C, atingindo até 3000° C. Takahashi et al.¹¹⁵ (1990), salientaram que é muito difícil controlar a temperatura de fusão nestes equipamentos.

Após a desinclusão da estrutura fundida em titânio, foi feito um jateamento de sua superfície com óxido de alumínio, com partículas de 200µm, visando a remoção dos excessos mais grosseiros de revestimento. Visualmente as estruturas fundidas mostraram uma excelente cópia dos padrões incluídos, indicando o processo de fundição do Ti c.p. para a confecção de núcleos metálicos.

Dois grupos de N.M.Fs. em Ti c.p. receberam um condicionamento ácido com solução de Kroll (3ml de HF, 6ml de HNO₃ para 100ml de água destilada), anteriormente às suas cimentações. Este procedimento teve como objetivo melhorar a retenção do pino ao conduto radicular, partindo-se do pressuposto que o condicionamento ácido favoreceria a adesão dos agentes cimentantes aos núcleos metálicos fundidos em Ti c.p.

Segundo Miyakawa et al.⁶⁹ (1989), o titânio fundido é constituído de algumas camadas externas, sendo a mais superficial resultante da reação de

contato direto do metal com o revestimento, composta de silicato de titânio, óxido de titânio e soluções sólidas de titânio. Ainda, segundo os mesmos autores, há uma segunda camada abaixo desta citada, contendo oxigênio e alumínio, denominada *alfa case*. O comportamento destas camadas superficiais na resistência de união dos cimentos resinosos ainda é pouco conhecida, porém é sabido que a estrutura bruta de fundição deste metal não promove adesão adequada com as cerâmicas utilizadas em Odontologia (Yamada et al.¹³², 2005).

Os N.M.Fs. foram imersos na solução de Kroll durante 60 segundos. Um estudo piloto feito com diferentes períodos de imersão (adendo 1), demonstrou que as estruturas, antes e depois do condicionamento ácido, eram semelhantes, exceto àquela que sofreu imersão por 90 segundos. Essa, por sua vez, apresentou um aspecto polido e brilhoso, sugerindo uma excessiva retirada das camadas mais superficiais da amostra de Ti c.p., que são, segundo Craig e Powers²⁶ (2004), a base da resistência à corrosão e da biocompatibilidade do titânio.

Assim, a imersão foi padronizada em 60 segundos, pois com esse tempo acreditava-se num efetivo condicionamento ácido das superfícies dos N.M.Fs. em Ti c.p., e que, provavelmente, não comprometeria as propriedades físicas e de biocompatibilidade do metal.

As médias de retenção dos grupos condicionados com solução de Kroll fixados com fosfato de zinco (22,82 Kgf) ou cimento resinoso (19,80 Kgf) foram inferiores aos grupos de Ti c.p. sem tratamento superficial (27,72 e 25,42 Kgf, respectivamente), apesar destas diferenças não serem estatisticamente

significantes ($p \leq 0,05$). Pelas análises em MEV, as superfícies condicionadas apresentaram-se mais “lisas” que aquelas que não receberam tratamento superficial. Isso pode ser resultado de uma dissolução das camadas mais externas da estrutura fundida provocada pelo ácido.

Pelos resultados obtidos, as camadas mais superficiais do titânio c.p. fundido favoreceram a retenção de N.M.Fs. aos condutos radiculares. No entanto, é válido ressaltar que o presente estudo utilizou uma metodologia em que os N.M.Fs. foram testados após curto período de cimentação e em situação estática, não simulando o comportamento dos mesmos a longo prazo, sugerindo que novos estudos devem ser realizados com o intuito de analisar com maior fidelidade estes resultados.

Os pinos fundidos em Ti c.p., que não foram condicionados com solução ácida, também apresentaram maiores médias de retenção à tração em relação aos N.M.Fs. em ouro, não sendo esta diferença significativa perante às análises estatísticas ($p \leq 0,05$).

Alguns cimentos, incluindo o fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro e compósitos resinosos, são utilizados para a cimentação de pinos endodônticos. A retenção do pino varia, dependendo do tipo de cimento, das suas propriedades mecânicas (COHEN et al.²⁰, 1998; ROSIN et al.⁹⁴, 2000; BALBOSH et al.⁶, 2005) e da estrutura dentinária (TAGAMI et al.¹¹⁴, 1990; PASHLEY⁸², 1991).

Nesta pesquisa, comparou-se a ação de dois agentes cimentantes, fosfato de zinco e cimento resinoso de polimerização dual à base de metacrilato (Panavia F), na fixação dos N.M.Fs.

Paiva et al.⁷⁹ (1981) observaram a influência da técnica de cimentação na resistência à remoção por tração de núcleos metálicos fundidos em liga áurea. De cada grupo estudado, 10 foram cimentados com fosfato de zinco, aplicando-se o cimento apenas no pino e, em 10, aplicando-se o cimento no pino e fazendo o preenchimento do conduto com propulsor Lentulo. Ao final do trabalho, concluíram que a técnica de cimentação não exerceu influência estatisticamente significativa na resistência à remoção por tração dos N.M.Fs.

Neste estudo, para a cimentação dos pinos com o cimento de fosfato de zinco, espatulava-se o material de acordo com as indicações do fabricante e, aplicava-se o mesmo na porção intra-radicular do N.M.F., não inserindo cimento no conduto radicular anteriormente à inserção do pino.

O cimento resinoso Panavia F foi utilizado de acordo com as recomendações indicadas pelo fabricante, ou seja, aplicação do adesivo ED Primer (“self-etch”) no interior do conduto; aplicação do *primer* de peças metálicas (Alloy Primer) na superfície do N.M.F.; aplicação do cimento ao N.M.F. seguido de inserção no conduto radicular preparado e fotopolimerização.

Após a fixação dos pinos, os dentes foram incluídos em anel de PVC. Um inconveniente associado a esse procedimento é o calor gerado durante a polimerização da resina, que pode exercer alguma influência no elemento dental e nos agentes cimentantes, principalmente sobre o cimento resinoso. Todavia, optou-se por incluir os dentes restaurados após a cimentação com o objetivo de padronizar a inclusão do conjunto N.M.F./dente paralelamente ao longo eixo de tração. Essa padronização foi obtida pelo

assentamento da porção superior plana do complemento coronário em forma de cone invertido do N.M.F., quando o mesmo foi fixado a um dispositivo, também plano, aprisionado no paralelômetro modificado. Além disso, esse calor gerado pela resina acrílica ocorreu em todos os corpos-de-prova de modo semelhante, uma vez que os tubos de PVC foram cortados no mesmo tamanho, padronizando-se o volume de resina. Na literatura não foi encontrado nenhum trabalho que discutisse esse problema da reação exotérmica das resinas e sua influência sobre o cimento resinoso utilizado na fixação dos pinos. Balbosh et al.⁶ (2005), fizeram a inclusão do dente após a cimentação, porém os autores não discutem nada a respeito desse aspecto.

Tanto os N.M.Fs. em Ti c.p. quanto os N.M.Fs. em Ti c.p. condicionados com solução de Kroll, em média, foram mais resistentes aos testes de tração vertical quando fixados com cimento de fosfato de zinco (27,72 e 22,82 Kgf, respectivamente) do que com cimento resinoso (25,42 e 19,80 Kgf, respectivamente), embora não tenha havido diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p \leq 0,05$).

Considerando todos os grupos estudados neste trabalho, a média de retenção dos agentes cimentantes, fosfato de zinco e Panavia F, foram semelhantes (23,74 e 23,41 Kgf, respectivamente).

Ao contrário dos resultados encontrados no presente estudo, alguns trabalhos (O'KEEFE et al.⁷⁴, 1992; CHAN et al.¹⁹, 1993) reportam forças de retenção significativamente mais alta de pinos fixados com cimento resinoso à base de metacrilato, semelhante ao Panavia F, quando comparados às cimentações realizadas com fosfato de zinco.

Chan et al.¹⁹ (1993), em um estudo *in vitro*, compararam a retenção vertical de vários agentes cimentantes, incluindo o cimento de fosfato de zinco e o cimento resinoso à base de metacrilato, quando pinos de aço inoxidável bem adaptados e mal adaptados eram fixados. Os autores obtiveram como resultados uma significativa retenção ao deslocamento vertical dos pinos fixados com cimento resinoso quando comparados aos fixados com cimento de fosfato de zinco.

No entanto, o presente estudo tem resultados análogos aos apresentados por Balbosh et al.⁶ (2005). Os autores estudaram o efeito da confecção de rugosidades nas paredes dentinárias intra-radiculares e do envelhecimento artificial na retenção de pinos pré-fabricados de titânio, utilizando para isso quatro tipos de materiais cimentantes (dentre esses, cimento de fosfato de zinco e Panavia F). Os resultados mostraram que, na dentina em que não se confeccionou rugosidades, não houve diferenças significativas entre os agentes cimentantes.

Já Ertugrul e Ismail³² (2005), com uma metodologia semelhante ao presente estudo, encontraram valores significativamente mais altos para o cimento de fosfato de zinco quando comparado ao cimento resinoso.

Comparando o presente estudo com a pesquisa de Ertugrul e Ismail³² (2005), ressaltando as limitações da comparação, nota-se médias muito semelhantes para o cimento resinoso Panavia F (23,41 Kgf e 22,09 Kgf, respectivamente). No entanto, uma média elevada para o cimento de fosfato de zinco foi encontrada no trabalho dos autores citados (34,25 Kgf), com relação à média do mesmo tipo de cimento utilizado neste trabalho (23,74 Kgf).

Para justificar os menores valores obtidos com os cimentos resinosos na retenção de pinos intra-radulares quando comparados ao fosfato de zinco, alguns pesquisadores afirmam que os estresses gerados na polimerização deste material resultam em um descolamento do mesmo da dentina, acarretando falhas na cimentação intra-canal (MANNOCCI et al.⁶⁵, 2003; CALHEIROS et al.¹⁶, 2004; GORACCI et al.⁴⁵, 2004). Adicionalmente, devido à redução ou eliminação da quantidade de carga, necessária para o escoamento do cimento neste tipo de procedimento, espera-se que essa contração de polimerização nestes agentes seja ainda maior (MAK et al.⁶³, 2002). Ferracane³⁶ (2005) afirma que a contração volumétrica resultante da polimerização dos compósitos é da ordem de 1,5 a 5%.

Levando-se em conta as condições adversas do espaço intra-radicular, com menor densidade de túbulos dentinários e alto fator de configuração (fator C), maiores são os obstáculos para se produzir um preenchimento adesivo livre de fendas e, conseqüentemente, maiores são as possibilidades de falhas adesivas, pois a contração de polimerização pode exceder a força de união à dentina radicular (TAY et al.¹¹⁶, 2005).

Além disso, Serafino et al.¹⁰² (2004) observaram que a ação de brocas utilizadas para remover o material obturador, criando o espaço para o pino, pode produzir uma nova “smear layer” rica em cimento obturador e remanescentes de guta-percha, plastificados pelo aquecimento gerado, o que pode comprometer a técnica adesiva, pois os cimentos resinosos só são capazes de proporcionar alta resistência de união sob ótimas condições de limpeza dentinária e máximo alívio de estresses.

Goracci et al.⁴⁶ (2005), confirmaram a hipótese nula de que o uso de um adesivo do tipo “self-etch” (ED Primer) não apresenta resultados satisfatórios em cimentações de pinos intra-radiculares, quando o mesmo é comparado à situação em que não é usado nenhum tipo de adesivo para o procedimento.

As condições experimentais desenvolvidas neste estudo, com o uso de um adesivo “self etch” (GORACCI et al.⁴⁶ 2005; BALBOSH et al.⁶ 2005) e o emprego de brocas para o preparo intra-radicular (SERAFINO et al.¹⁰² 2004), aliados ao fator C desfavorável (TAY et al.¹¹⁶ 2005) e à menor densidade de túbulos dentinários na região apical das raízes (FERRARI et al.³⁸ 2000), podem justificar os resultados obtidos. Assim, a força de união semelhante de ambos os cimentos testados pode ser justificada pela retenção friccional adquirida pelo conjunto formado por pino, película de cimento e área de adesão dentinária, conformados de maneira padronizada em todos os grupos.

Nesta pesquisa foram observados altos valores de desvio padrão. Embora os estudos com dentes humanos representem o melhor método para uma aproximação das situações clínicas, segundo Utter et al.¹²² (1997), este fato é freqüentemente encontrado em estudos de retenção, em função das diferenças na procedência dos dentes em estudo. Este autor explica que é impossível padronizar a idade e demais condições do dente extraído.

Relevância clínica.

Com o aumento do uso do titânio para a prótese dental, muitas pesquisas vêm sendo realizadas com objetivo de solucionar problemas

existentes para a obtenção das fundições com este material e difundir as várias possibilidades de uso deste material para os procedimentos protéticos.

Wang e Fenton¹²⁶ (1996), relataram que é promissora a tentativa de substituir ligas de ouro por titânio na Odontologia, pois este é um material muito disponível (quarto metal mais abundante na crosta terrestre) e economicamente viável. Para os autores, o aumento do uso do titânio na prótese dental depende de pesquisas e análise clínicas que comprovem sua efetividade como equivalente ou mesmo superior a outros metais.

Neste estudo, uma nova proposta é sugerida dentro da Odontologia reabilitadora, pois os resultados obtidos, provaram que o titânio pode ser utilizado também na confecção de núcleos metálicos fundidos. A real possibilidade de se conseguir uma estrutura fundida adequada e clinicamente semelhante às obtidas com as ligas convencionais utilizadas para a confecção de N.M.Fs., associada aos excelentes valores de retenção quando comparado ao ouro, faz do titânio uma proposta viável para a realização deste tipo de trabalho protético, pois suas excelentes propriedades biomecânicas podem favorecer o prognóstico e a longevidade da restauração intra-radicular.

7 – Conclusões

Com base na metodologia aplicada e de acordo com os resultados obtidos neste trabalho, podemos concluir que:

- 1) Os fatores de variação não influenciaram estatisticamente os valores de força de união. Tanto o fator tipo de núcleo metálico fundido (em liga de Ti c.p. grau I, com ou sem condicionamento ácido superficial; ou em liga de ouro tipo III) quanto o fator cimento utilizado para fixação dos N.M.Fs. (fosfato de zinco ou Panavia F), apresentaram resultados semelhantes.
 - 2) As médias de retenção foram maiores quando se utilizou N.M.Fs. em Ti c.p., fixados com ambos o cimentos.
 - 3) A média de resistência à tração dos N.M.Fs. em Ti c.p. foi maior quando utilizou-se o cimento de fosfato de zinco do que quando utilizou-se cimento resinoso Panavia F.
 - 4) Guardada as limitações do estudo, fica demonstrada a viabilidade de utilização do titânio comercialmente puro grau I na confecção de núcleos metálicos fundidos.
-

8 – Adendo

Adendo 1:

O procedimento de tratamento superficial dos núcleos metálicos fundidos em Ti c.p. teve como objetivo favorecer a retenção do pino ao conduto radicular, partindo-se do pressuposto que o condicionamento ácido favoreceria a adesão dos agentes cimentantes aos N.M.Fs.

Este estudo piloto teve como objetivo analisar através de microscopia de luz (microscópio NEOPHOT, Carl Zeiss, Jena, Alemanha) a superfície do Ti c.p., após amostras do metal serem condicionadas por imersão com solução de Kroll (3ml de HF, 6ml de HNO₃, 1000ml de água destilada) por diferentes tempos (15, 30, 60 e 90 segundos). Isso pois não se tem na literatura trabalhos que confirmem um protocolo para o uso dessa solução de maneira segura e eficiente, objetivando a limpeza da superfície do metal através do condicionamento ácido, sem afetar suas propriedades físicas. As figuras 45 a 49, mostram as análises obtidas nos determinados tempos.

Figura 45. Amostra de Ti c.p. sem condicionamento ácido (magnificação de 150x).

Figura 46. Amostra de Ti c.p. condicionado com solução de Kroll por 15 segundos (magnificação de 150x).

Figura 47. Amostra de Ti c.p. condicionado com solução de Kroll por 30 segundos (magnificação de 150x).

Figura 48. Amostra de Ti c.p. condicionado com solução de Kroll por 60 segundos (magnificação de 150x).

Figura 49. Amostra de Ti c.p. condicionado com solução de Kroll por 90 segundos (magnificação de 150x).

De maneira geral, as superfícies condicionadas mostraram-se semelhantes, exceto aquela que sofreu imersão por 90 segundos (fig. 49). Essa, por sua vez, apresentou um aspecto polido e brilhoso, sugerindo uma excessiva retirada das camadas mais superficiais da amostra de Ti c.p., que são, segundo Craig e Powers²⁶ (2004), a base da resistência à corrosão e da biocompatibilidade do titânio.

Assim, a imersão foi padronizada em 60 segundos, pois com esse tempo acreditava-se num efetivo condicionamento ácido das superfícies dos N.M.Fs. em Ti c.p., e que, provavelmente, não compromete as propriedades físicas e de biocompatibilidade do metal.

9 – *Referências*

- 1) ANGMAR-MANSSON, B.; OMNELL, K.A., RUD, J. Root fractures due to corrosion. I. Metallurgical aspects. **Odontol Revy.**, v.20, n.3, p.245-65, 1969.
 - 2) ANTUNES, R.P.A. Análise da profundidade de fratura em dentes tratados endodonticamente restaurados por diferentes técnicas: núcleos metálicos fundidos, sistemas pré-fabricados metálicos e não-metálicos, antes e após termociclagem, por meio de testes de compressão. Tese (Livre-docência) apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2004.
 - 3) ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários de Phillips**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998.
 - 4) ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.**, v.71, n.6, p.565-7, 1994.
 - 5) ASSIF, D.; OREN, E.; MARSHAK, B.L.; AVIV, I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure use different restorative techniques. **J Prosthetic Dent.**, v.61, n.5, p. 535-43, 1989.
 - 6) BALBOSH, A.; LUDWIG, K.; KERN, M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. **J Prosthet Dent.**, n.94, v.3, p.227-33, 2005.
-

- 7) BARATIERI, L.N.; MONTEIRO, J.S.; ANDRADA, M.A.C.; VIEIRA, L.C.C.; RITTER, A.V.; CARDOSO, A.C. **Odontologia Restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo, Quintessence; 2001.
 - 8) BAUER, J.R.O.; SCHROEDER, M.; LOGUERCIO, A.D.; RODRIGUES-FILHO, L.E.; MUENCH, A. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. **RPG Rev Pós Grad.**, v.9, n.2, p.179-85, 2002.
 - 9) BERG, E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. **J. Dent.**, v. 25, n. 2, p.113-7, 1997.
 - 10) BERGMAN, B.; LUNDQUIST, P.; SJOGREN, U.; SUNQUIST, G. Restorative and endodontic results after treatment with cast post and cores. **J Prosthet Dent.**, v.6, n.1 ,p.10-5, 1989.
 - 11) BERUTTI, E.; ORSI, M.V.; GRANDINI, S. O tratamento endodôntico. In: SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas a aplicações clínicas**. São Paulo, Artes Médicas, 2003.
 - 12) BODEREAU Jr, E. F.; CABANILHAS, G. Configuración interna de los conductos radiculares de elementos anterosuperiores y su relación con su preparación para recibir um rifuerzo corono-radicular. **Rev Asociac Odont Argent.**, v.82, n.4, p.304-11, 1994.
 - 13) BOONE, K.J.; MURCHISON, D.F.; SCHINDLER, W.G.; WALKER, W.A. Post retention: effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. **J Endod.**, v.27, n.12, p.768-71, 2001.
-

-
- 14) BOTHE, T.R.; BEATON, L.E.; DAVENPORT, H.A. Reaction of bone to multiple metallic implants. **Surg Gynecol Obstet.**, v.71, n.6, p.598-602, 1940.
 - 15) BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S.; WATAHA, J.C.; KREJCI, I.; MEYER, J.M.; PASHLEY DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dent Mater.**, v.19, n.3, p.199-205, 2003.
 - 16) CALHEIROS, F.C.; BRAGA, R.R.; KAWANO, Y.; BALLESTER, R.Y. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. **Dent Mater.**, v.20, n.10, p.939-46, 2004.
 - 17) CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J.P. Pins and posts - why, when and how. **Dent Clin North Am.**, v.20, n. 2, p.299, 1976.
 - 18) CARVALHO, R.M.; PEGORARO, T.A.; TAY, F.R.; PEGORARO; L.F.; SILVA, N.R.; PASHLEY, D.H. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilize self-etching primers to dentine. **J Dent.**, v.32, n.1, p.55-65, 2004.
 - 19) CHAN, F.W.; HARCOURT, J.K.; BROCKHURST, P.J. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. **Aust Dent J.**, v.38, n.1, p.39-45, 1993.
 - 20) COHEN, B.I.; PAGNILLO, M.K.; NEWMAN, I.; MUSIKANT, B.L.; DEUTSCH, A.S. Retention of three endodontic post cemented with five dental cements. **J Prosthet Dent.**, v.79, n.5, p.520-5, 1998.
 - 21) COHEN, S.; BURNS, R.C. **Pathways of the pulp**. St. Louis, CV Mosby, 2002.
-

-
- 22) COLLEY, I.T.; HAMPSON, E.L.; LEHMAN, M.L. Retention of post crowns. An assessment of the relative efficiency posts of different shapes sizes. **Br Dent J.**, v.124, n.2, p.63-9, 1968.
- 23) COLLINGS, E.W. **The physical metallurgy of titanium alloys.** Ohio. American Society for Metals, 1984.
- 24) CONCEIÇÃO, E.N. **Dentística: Saúde e Estética.** Porto Alegre. Artes Médicas, 2000.
- 25) CRAIG, R.G. **Restorative dental materials.** St. Louis, Mosby, 1997.
- 26) CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. **Materiais dentários restauradores.** São Paulo, Santos Editora, 2004.
- 27) DARR, A.H.; JACOBSEN, P.H. Conversion of dual cure luting cements. **J Oral Rehabil.**, v.22, n.1, p.43-7, 1995.
- 28) DI CREDDO, R.C.; VALLE, A.L.; BONACHELA, W.C.; ARAUJO, C. R.; PANDOLFI, R.F.; PEGORARO, L.F. Traction resistance of cast metal posts with and without retention, cemented with zinc phosphate cement in smooth and rough canals. **Rev Odontol Univ Sao Paulo.**, n.4, v.4, p.299-303, 1990.
- 29) DIONYSOPOULOS, P.; SKOLIANOS, S.; PAPADOGIANNIS, Y. A study of the microstructure of some dental retention pins and prefabricate root canal posts. **J Oral Rehabil.**, v.22, n.1, p.29-35, 1995.
- 30) DONACHIE Jr., M.J. **Titanium. A technical guide.** Ohio, ASM International, 1988.
-

-
- 31) EDMUNDS, D.H.; DUMMER, P.M. Root canal retained restorations: 1. General considerations and custom-made cast posts and cores. **Dent Update**, v.17, n.5, p.183-8, 1990.
- 32) ERTUGRUL, H.Z.; ISMAIL, Y.H. An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. **J Prosthet Dent.**, v.93, n.5, p.446-52, 2005.
- 33) ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J.A.P. **Endodontia: princípios biológicos e mecânicos**. São Paulo, Artes Médicas, 1999.
- 34) FERNANDES A.S.; DESSAI, G.S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont.**, v.14, n.4, p. 355-63, 2001.
- 35) FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: A literature review. **J Prosthet Dent.**, v.90, n.6, p.556-9, 2003.
- 36) FERRACANE, J.L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. **Dent Mater.**, v.21, n.1, p.36-42, 2005
- 37) FERRARI, M.; MANNOCCI, F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. **Int Endod J.**, v.33, n.4, p.397-400, 2000.
- 38) FERRARI, M.; MANNOCI, F.; VICH, A.; CAGIDIACO, M.C.; MJÖR, L.A. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. **Am J Dent.**, v.13, n.5, p.255-260, 2000.
-

-
- 39) FERRARI, M.; MASON, P.N.; GORACCI, C.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. **J Dent Res.**, v.83, n.5, p.414-9, 2004.
- 40) FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S.; GORACCI, C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. **Int J Prosthodont.**, v.14, n.6, p.543-9, 2001.
- 41) FUKUSHIMA, F.; CARA, A.A.; BRAGA, R.R.; CAPP, C.I.; TAMAKI, R. Resistência a forças rotacionais de pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos. **RPG Rev Pós Grad.**, v.9, n.4, p.311-17, 2002.
- 42) GALAN Jr., J.; MONDELLI, J.; VIEIRA, D.F. Comparative study of dimensional changes of casting obtained from wax or acrylic resin patterns – their influence on the fit of castings. **Estomatol Cult.**, v.4, n.2, p.157-174, 1970.
- 43) GASTON, B.A.; WEST, L.A.; LIEWEHR, F.R.; FERNANDES, C.; PASHLEY DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. **J Endod.**, v.27, n.5, p.321-4, 2001.
- 44) GOLDSTEIN, G.R.; HITTELMAN, E. Survey of posts procedures. **N Y Stat Dent J.**, v.58, n.8, p.32-5, 1992.
- 45) GORACCI, C.; TAVARES, A.U.; FABIANELLI, A.; MONTICELLI, F.; RAFFAELLI, O.; CARDOSO, P.C.; TAY, F.; FERRARI, M. . The adesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **Eur J Oral Sci.**, v.112, n.4, p.353-61, 2004.
-

-
- 46) GORACCI, C.; FABIANELLI, A.; SADEK, F.T.; PAPACCHINI, F.; TAY, F.R.; FERRARI, M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. **J Endod.**, v.31, n.8, p.608-12, 2005.
- 47) GROSS, M.J.; TURNER, C.H. Intra-radicular hydrostatic pressure changes during the cementation of post-retained crowns. **J Oral Rehabil.**, v.10, n.3, p.237-49, 1983.
- 48) HAGGE, M.S.; WONNG, R.D.M.; LINDEMUTH, J.S. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. **Int Endod J.**, v.35, n.4, p.372-8, 2002.
- 49) HELFER, A.R.; SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Sur Oral Med Oral Pathol Radiol Endod.**, v.34, n.4, p.661-70, 1972.
- 50) HENRY, P.J.; BOWER, R.C. Post core systems in crown and bridgework. **Aust Dent J.**, v.22, n.1, p.46-52. 1977.
- 51) HERO, H.; SYVERUD, M.; WAARLI., M. Mold filing and porosity in casting of titanium. **Dent Mater.**, v.9, n.1, p.15-8, 1993.
- 52) HUANG, T.J.G.; SCHILDER, H.; NATHANSSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endod.**, v.18, n.5, p.209-15, 1992.
- 53) JACOBI, R.; SHILLINGBURG Jr, H.T. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. **Dent Clin North Am.**, v.37, n.3, p.367-90, 1993.
-

-
- 54) JANG, K.S.; YOUN, S.J.; KIM, Y.S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **J Prosthet Dent.**, v.86, n.1, p.93-8, 2001.
- 55) JOHNSON, J.K.; SCHWARTZ, N.L.; BLACKWELL, R.T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. **J Am Dent Assoc.**, v. 93, n.3, p.597-605, 1976.
- 56) JONES, T.K.; HANSEN, C.A.; SINGER, M.T.; KESSLER, H.P. Dental implications of nickel hypersensitivity. **J Prosthet Dent.**, v.56, n.4, p.507-9, 1986.
- 57) KELLY, J. R.; ROSE, T. C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n.3, p.363-70, 1983.
- 58) LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int Dent J.**, v.43, n. 1, p.245-53, 1993.
- 59) LOVDAHL, P.E.; NICHOLLS, J.I. Pin retained amalgam cores vs cast gold dowel cores. **J Prosthet Dent.**, v.38, n.5, p.507-14, 1977.
- 60) LUU, K.Q.; WALKER, R.T. Corrosion of a nonprecious metal posts: a case report. **Quintessenc Int.**, v.23, n.6, p.389-92, 1992.
- 61) LYMAN, T. **Metal Handbook**. Metal Park, OH, ASM International, 1978.
- 62) McCOMB, D. Adhesive luting cements - - classes, criteria, and usage. **Compend Contin Educ Dent.**, v.17, n.8, p.759-762, 1996.
- 63) MAK, Y.F.; LAI, S.C.; CHEUNG, G.S.; CHAN, A.W. TAY, F.R; PASHLEY, D.H. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. **Dent Mater.**, v.18, n.8, p.609-21, 2002.
-

-
- 64) MALLMANN, A.; JACQUES, L.B.; VALANDRO, L.F.; MATHIAS, P.; MUENCH, A. Microtensile bond strength of light and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. **Oper Dent.**, v.30, n.4, 500-6, 2005.
- 65) MANNOCCI, F.; BERTELLI, E.; WATSON, T.F.; FORD, T.P. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. **Am J Dent.**, v.16, n.1, p. 28-32, 2003.
- 66) MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; FERRARI, M.; WATSON, T.F. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. **Am J Dent.**, v.14, n.4, p.200-4, 2001.
- 67) MELONCINI, M.A. Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas. Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
- 68) MIRANDA, C. C. **Atlas de reabilitação bucal**. São Paulo, Livraria Editora Santos, 1994.
- 69) MIYAKAWA, O.; WATANABE, K.; OKAWA, S.; NAKANO, S.; KOBAYASHI, M.; SHIOKAWA, N. Layered structure of cast titanium surface. **Dent Mater J.**, n.8, v.2, p.175-85, 1989.
- 70) MORGANO, S.M.; BRACKETT, S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J Prosthet Dent.**, v.82, n.6, p.643-57, 1999.
- 71) MOTA, A.S.; BIFFI, J.C.G.; SOARES, C.F; FERNANDES-NETO, A.J. Retenção de pinos metálicos: efeito do cimento e configuração radicular.
-

- In: XVI REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, Águas de Lindóia, 2001. **Braz Oral Res.**, v.15, p.176, resumo n.B369, 2001.
- 72) NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in Dentistry: development and research in the U.S.A. **Dent Mater J.**, v.15, n.2, p.77-90, 1996.
- 73) NEWMAN, MP.; AMAN, P.; DENNISON, J.; RAFTER, M.; BILLY, E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.**, v.89, n.4, p.306-7, 2003.
- 74) O'KEEFE, K.L.; POWERS, J.M.; MCGUCKIN, R.S.; PIERPONT, H.P. In vitro bond strength of silica-coated metal posts in root of teeth. **Int J Prosthodont.**, n.5, p.373-6, 1992.
- 75) OHKUBO, C.; WATANABE, I.; FORD, J.P.; NAKAJIMA, H.; HOSOI, T.; OKABE, T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomater.**, v.21, n.4, p.421-428, 2000.
- 76) OILO, G. GJERDET N.R. Dental casting alloys with a low content of noble metals: physical properties. **Acta Odontol Scand.**, n. 41, v.2, p.111-6, 1983.
- 77) OURIQUE, S.A.M. Cimento resinoso e compósito reforçados por fibras cerâmicas flexíveis em núcleo intra-canal. **Jornal Brasileiro de Clínica Odontológica Integrada**, v. 5, n.7, p. 223-27, 2001.
- 78) OURIQUE, S.A.M. Colagem de fragmento dentário utilizando reforço intra-canal de fibras cerâmicas flexíveis (GlasSpan). **Rev Paul Odontol.**, v.21, n.2, p.28-32, 1999.
-

- 79) PAIVA, H.J.; BONFANTE, G.; VALE, A.L.; PEGORARO, L.F. Efeito da técnica de colocação do agente cimentante e da presença de sulcos no desajuste e na resistência à remoção por tração de núcleos metálicos, em dentes unirradiculares. **Ars Curandi Odontol.**, v.7, n.10, p.462-72, 1981.
- 80) PAPA, J.; CAIN, C.; MESSER, H.H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol.**, v.10, n.2, p.91-3, 1994.
- 81) PASCHAL Jr, J.E.; BURGUESS, J.W. Post retention with and without root canal fillers. **J Dent Res.**, v.76, p.412, abstract 3190, 1997.
- 82) PASHLEY, D.H. Clinical correlations of dentin structure and function. **J Prosthet Dent.**, v.66, n.6, p.777-81, 1991.
- 83) PÄßLER, K.; MANN, E. Der dentale titangubß – Grundlagen, technologie und werkstoffundliche bewertung. **Quintessenz Zahntech.**, v.17, n.6, p.717-26, 1991.
- 84) PEGORARO, L.F. **Prótese fixa**. São Paulo, Artes Médicas, 2002.
- 85) PEREL, M.L.; MUROFF, F.I. Clinical criteria for posts and cores. **J Prosthet Dent.**, v.28, n.4, p.405-11, 1972.
- 86) PETERS, M.C.R.B.; POORT, H.W.; FARAH, J.W.; CRAIG, R.G. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. **J Dent Res.**, v.52, n.6, p. 760-3, 1983.
- 87) PETERSEN, K.B. Longitudinal root fracture due to corrosion of a endodontic post. **J Can Dent Assoc.**, v.37, n.2, p. 66-8, 1971.
-

-
- 88) PEUTZFELDT A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. **Acta Odontol Scand.**, v.53, n.1, p.29-34, 1995.
- 89) PURTON, D.G.; CHANDLER, N.P.; QUALTROUGH, A.J.E. Effect of thermocycling on the retention on the retention of glass-fiber root canal posts. **Quintessence Int.**, v.34, n.5, p.366-9, 2003.
- 90) QUINTAS, A. F.; DINATO, J.C.; BOTTINO, M.A. Aesthetic posts and cores for metal-free restoration of endodontically treated teeth. **Pract Periodontics Aesthet Dent.**, v. 12, n. 9, p. 875-84, 2000.
- 91) RADKE, R.A.; BARKHORDAR, R.A.; PODESTA, R.E. Retention of cast endodontic posts: Comparison of cementing agents. **J Prosthet Dent.**, v.59, n.3, p.318-20, 1988.
- 92) RIBEIRO, R.F. Análise da força de retenção de grampos para prótese parcial removível obtidos em titânio comercialmente puro. Tese (Livro-docência) apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2001.
- 93) ROBBINS, J.W. Restoration of the endodontically treated tooth. **Dent Clin North Am.**, v.46, n.2, p.367-84, 2002.
- 94) ROSIN, M.; SPLIETH, C.; WILKENS, M.; MEYER, G. Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. **J Dent.**, v.28, n.8, p.577-82, 2000.
- 95) RUD, J.; OMNELL, K.A. Root fractures due to corrosion resistance of commercial Ni-Cr dental casting alloy. **Scand J Dent Res.**, v.78, n.5, p.397-403, 1970.
-

-
- 96) RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper Dent.**, v.18, n.2, p.48-55, 1993.
- 97) SANTOS, R.A. Avaliação da resistência à remoção por tração de núcleos metálicos fundidos cimentados em raízes enfraquecidas reforçadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Tese de mestrado apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Bauru, 2002.
- 98) SCHAFFER, S.P. Corrosion behavior of dental retention pins. **J Clin Dent.**, v.1, n.1, 20-3, 1988.
- 99) SCHMALZ, G.; GARHAMMER, P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. **Dent Mater.**, v.18, n.5, p.396-406, 2002.
- 100) SCHWARTZ, R.S.; MURCHISON, D.F.; WALKER, W.A. Effects of eugenol and noneugenol endodontic sealer cements on post retention. **J Endod.**, v.24, n.8, p.564-7, 1998.
- 101) SEDGLEY, C.M.; MESSER, H.H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J Endod.**, v.18, n.7, p.332-5, 1992.
- 102) SERAFINO, C.; GALLINA, G.; CUMBO, E.; FERRARI, M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod.**, v.97, n.3, p.381-7, 2004.
- 103) SHEETS, C.E. Dowel and core foundations. **J Prosthet Dent.**, v.23, n.1, p.58-65, 1970.
-

-
- 104) SHILLINGBURG Jr, H.T.; FISHER, D.W.; DEWHIRST, R.B.
Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J Prosthet Dent.**,
v.24, n.4, p.401-9, 1970.
- 105) SHILLINGBURG, H.T.; KESSLER, J.C. **Restauração protética dos
dentes tratados endodonticamente.** São Paulo, Quintessence, 1991.
- 106) SHIOZAWA, L.J. Estudo "in vitro" da remoção por tração de pinos pré-
fabricados e núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento
resinoso e fosfato de zinco. Tese de doutorado apresentada à
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo,
2001.
- 107) SILNESS, J.; GUSTAVSEN, F.; HUNSBERT, J. Distribution of
corrosion products in teeth restored with metal crowns retained by
stainless steel posts. **Scand Dent J.**, v.37, n.6, p.317-21, 1979.
- 108) SORENSEN, J.A. Preservation of tooth structure. **J Calif Dent Assoc.**,
v.16, n.11, p.15-22, 1988.
- 109) SORENSEN, J.A.; MARTINOFF, J.T. Clinically significant factors in
dowel design. **J Prosthet Dent.**, v.52, n.1, p.28-35, 1984.
- 110) SOUZA FILHO, C.B.; PAULINO, S.M.; ALFREDO, E.; SOUSA NETO,
M.D.; VANSAN, L.P. Effect of the diameter on Cu-Al post retention.
Pesqui Odontol Bras., v.18, n.3, p.238-41, 2004.
- 111) STANDLEE, J.P.; CAPUTO, A.A.; HOLCOMB, J.; TRABERT, K.C. The
retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic
dowel. **J Prosthet Dent.**, v.44, n.4, p.398-404, 1980.
-

-
- 112) STERN, N. A direct pattern technique for posts and cores. **J Prosthet Dent.**, v.28, n.3, p.279-83, 1972.
- 113) STERN, N.; HIRSHFELD, Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. **J Prosthet Dent.**, v.30, n.2, p.162-5, 1973.
- 114) TAGAMI, J.; TAO, L.; PASHLEY, D.H. Clinical among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. **Dent Mater.**, v.6, n.1, p.45-50, 1990.
- 115) TAKAHASHI, J.; KIMURA, H.; LAUTENSCHLAGER, E.P.; CHERN-LIN J.H.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. **J Dent Res.**, v.69, n.12, p.1800-5, 1990.
- 116) TAY, F.R.; LOUSHINE, R.J.; LAMBRECHTS, P.; WELLER, R.N.; PASHLEY, D.H. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. **J Endod.**, v.31, n.8, p.584-9, 2005.
- 117) THOMAS, C.J.; LECHNER, S.; MORI, T. Titanium for removable dentures II. Two-year clinical observations. **J Oral Rehabil.**, v.24, n.6, p.344-9, 1997.
- 118) TJAN, A.H.L.; MILLER, G.D. Comparison of retentive properties of dowel forms after application of intermittent torsional forces. **J Prosthet Dent.**, v.52, n.2, p.236-42, 1984.
-

-
- 119) TJAN, A.H.L.; NEMETZ, H. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricate posts luted with an adhesive composite resin cement. **Quintessence Int.**, v.23, n.12, p.839-44, 1992.
- 120) TJAN, A.H.L.; WHANG, S.B. Retentive properties of some simplified dowel-core systems to cast gold dowel and core. **J Prosthet Dent.**, v.50, n.2, p.203-6, 1983.
- 121) TURNER, C.H. The retention of dental posts. **J Dent.**, v.10, n.2, p.154-65, 1982.
- 122) UTTER, J.D.; WONG, B.H.; MILLER, B.H. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. **J Am Dent Assoc.**, v.128, n.8, p.1123-7, 1997.
- 123) VALLITU, P.K.; KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. **J Prosthet Dent.**, v.74, n.4, p.412-19, 1995.
- 124) WACKER, D.R.; TJAN, H.L. Effect of variation in powder-to-liquid ratio of zinc phosphate cement on the retention of posts. **J Prosthet Dent.**, v.60, n.1, p.49-52, 1988.
- 125) WANG, R.R.; BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J Prosthet Dent.**, v.70, n. 3, p.275-6, 1993.
- 126) WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontics applications: A review of literature. **Quintessence Int.**, v.27, n.6, p.401-8, 1996.
- 127) WATANABE, I.H.; WATKINS, J.H.; NAKAJIMA, H.; ATSUTA, M.; OKABE, T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **J Prosthet Dent.**, v.76, n.3, p.773-9, 1997.
-

-
- 128) WILLIAMS, D.F. **Biocompatibility of clinical implant materials**. Boca Raton, CRC Press, 1984.
- 129) WILTSHIRE, W.A.; FERREIRA, M.R.; LIGTHELM, A.J. Allergies to dental materials. **Quintessence Int.**, v.27, n.8, p.513-20, 1996.
- 130) WIRS, J.; GRABER, G.; WIDMER, W. **Metallische Verankerungselemente in der restaurativen Zahnmedizin**. Quintessenz Verlag, Berlin, 1987.
- 131) WOOD, W.W. Retention of posts in teeth with non vital pulps. **J Prosthet Dent.**, v.49, n.5, p.504-06, 1983.
- 132) YAMADA, K.; ONIZUKA, T.; ENDO, K.; OHNO, H.; SWAIN, M.V. The influence of Goldbonder and pre-heat treatment on the adhesion of titanium alloy and porcelain. **J Oral Rehabil.**, v.32, n.3, p.213-20, 2005.
- 133) YAMAUCHI, M.; SAKAI, M.; KAWANO, J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. **Dent Mater J.**, v.7, n.1, p.39-47, 1988.
- 134) YANG, H.S.; LANG, L.A.; MOLINA, A.; FELTON, D.A. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. **J Prosthet Dent.**, v.85, n.6, p.558-67, 2001.
- 135) YOUNG, H.M.; SHEN, C.; MARYNIUK, G.A. Retention of cast post relative to cement selection. **Quintessence Int.**, v.16, n.5, p.357-60, 1985.
- 136) ZAVANELLI, R. A.; HENRIQUES, G. E. P.; MESQUITA, M. A.; NÓBILO, M. A. A.; CONTRERAS, E. F. R.; ZAVANELLI, A. C. Processo de fundição do titânio e de suas ligas na área de reabilitação oral. **PCL.**, v.28, n.5, p. 505-15, 2003.
-

Anexo 1:

Ofício do Comitê de Ética em Pesquisa deliberando aprovação para a realização da presente pesquisa (Ref. Processo n. 2005.1.250.58.5; Cae n. 004.0.138.000-0).

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Avenida do Café, s/nº - Telefone: (016) 3602-3970
14040-904 - Ribeirão Preto - SP - Brasil
Fax: (016) 3633-0999

Of.CEP/25305/FORP/131005
MLCK/mlck

Prezado (a) Professor (a),

Ref. Processo n. 2005.1.250.58.5
Caae n. 004.0.138.000-0

De ordem da Senhora Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa desta Faculdade, informamos que o referido Comitê, em sua 61ª Sessão realizada no dia 13 de outubro de 2005, deliberou **aprovar** o Projeto de Pesquisa envolvendo seres humanos intitulado: **"Avaliação comparativa da influência do tratamento superficial e do agente cimentante na retenção de núcleos metálicos fundidos em titânio c.p."**, a ser desenvolvido por Vossa Senhoria, na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, devendo o atestado para publicação final, ser expedido pelo Comitê de Ética em Pesquisa, após a entrega e aprovação do Relatório Final pelo referido Comitê.

Na oportunidade, lembramos da necessidade de entregar na Seção de Expediente e Protocolo, com o formulário preenchido pelo pesquisador responsável, o **Relatório o Relatório Final** no dia **31 de outubro de 2006**.

Atenciosamente,

Maria Lúcia Câmara Kühl
Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa

Il.^{ma}. Sr.^a.

Prof.^a. Dr.^a. ROSSANA PEREIRA DE ALMEIDA ANTUNES

Professor Associado do Departamento de Materiais Dentários e Prótese –

FORP/USP