SERGIO LUIZ DA SILVEIRA CAMARGO

Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos

São Paulo

2016

SERGIO LUIZ DA SILVEIRA CAMARGO

**Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo -
Estudo comparativo com análise por elementos finitos**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Departamento

Cirurgia

Área de Concentração

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador

Prof. Dr. Marco Antônio Gioso

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virginie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.3289
FMVZ

Camargo, Sergio Luiz da Silveira

Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos / Sergio Luiz da Silveira Camargo. -- 2016.
158 f. il.

Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2016.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Gioso.

1. Pino intrarradicular. 2. Núcleo. 3. Coroa metálica. 4. Restauração. I. Título.

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos", protocolado sob o nº 2439/2011, utilizando não utilizando animais, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no Uso de Animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 26/10/2011.

We certify that the Research "Biomechanical analysis of resistance to fracture in artificial dog canine teeth with cast metal restoration and straight and curved intrarradiculares retainers with core - Comparative study with finite element analysis.", protocol number 2439/2011, not using animals, under the responsibility Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the Use of Animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 10/26/2011.

São Paulo, 8 de dezembro de 2015.

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: CAMARGO, Sergio Luiz da Silveira

Título: Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, - in memoriam - Benedicto Garcia de Camargo e Therezinha de Jesus da Silveira Camargo; professores primários, meus primeiros e eternos mestres dedicados e incansáveis educadores.

Aos meus filhos, Sergio Luiz da Silveira Camargo, também Médico Veterinário e Fabiano Henrique Orsi de Camargo, Médico, como minha prova de vida construída na dedicação da profissão que escolhi, ou para a qual fui escolhido.

A Vanessa Porto Machado, minha filha por adoção, com quem aprendi o sentido da simplicidade.

A Maria Isabel de Souza Porto, minha segunda mãe que acompanha hoje de outra dimensão a realização desta busca desenfreada da conquista de mim mesmo.

A Selma Porto, minha eterna princesa com quem de mãos dadas tenho trilhado minha vida, nossa vida!

Aos amigos Ana Maria Vitelli, Marcelo Vitelli Pires, que me acolheram em São Paulo e compreenderam a natureza deste desafio de mim mesmo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, com quem muito conversei e me aconselhei

Ao meu orientador Professor Dr. Marco Antônio Gioso, pela convivência e aprendizado. Pelas oportunidades oferecidas, pelas dificuldades transformadas em crescimento. Pela doação!

A Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, minha casa que me acolhe desde 2006.

Aos colegas pós-graduandos do LOC- Laboratório de Odontologia Comparada da FMVZ-USP, que aqui encontrei, convivi e tive a oportunidade de desenvolvimento acadêmico e pessoal.

Aos colegas Priscila Pedra Mendonça, Rodrigo Prazeres, Vanessa G. Carvalho, Daniel G. Ferro, Fernanda Lopes com quem convivi e dividi apoio, aprendizado, necessidades, dificuldades e desafios.

A Mariana Lage Marques, que aqui encontrei, e aprendi a admirar e reconhecer no olhar a entrega de uma amizade sincera, presente no dia a dia e em muitos outros momentos.

Aos colegas pós-graduandos do setor de Anestesia, pela atenção dedicada, disposição desmedida e paciência para que fosse possível o desenvolvimento dos projetos e o tratamento dos pacientes atendidos na rotina.

Aos professores do Departamento de Cirurgia – VCI. Em especial aos professores Dr. Ângelo João Stopigliola, Dra. Julia Maria Matera conselheiros e orientadores das nossas atividades e dificuldades que se apresentaram inúmeras vezes.

Às professoras Dra. Silvia Renata Gaido Cortopassi, Dra. Denise Tabacchi Fantoni, Dra. Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto, meu eterno agradecimento pela oportunidade da convivência, aprendizado, auxílio e pelos ensinamentos muito além do âmbito acadêmico.

As Veterinárias responsáveis pelo setor de Anestesia, Dra. Gení Cristina Patrício e Dra. Patrícia Bonifácio Flor, cujo convívio e auxílio neste longo período foi imprescindível na execução dos compromissos com os pacientes do LOC.

Aos residentes do HOVET que encontrei e convivi; e que fizeram parte da força de atendimento aos pacientes necessitados e seus tutores ansiosos.

Ao José Miron de Oliveira da Silva, pela sua presteza incansável, pela paciência, pela cordialidade sempre presente, pelo carinho dispensado, pela competência e determinação em colaborar e deixar tudo sempre pronto em nossas atividades de estudo e ensino com os alunos sob nossa responsabilidade.

A todos os demais funcionários do HOVET, do Centro Cirúrgico, do Setor de Radiologia com quem convivemos este longo período e muito contribuíram para o andamento de nossos compromissos acadêmicos.

Aos Secretários do VCI, Belarmino Ney Pereira e Livia Gimenes, por toda colaboração dispensada, paciência dedicada, atenção, ajuda e orientação nos momentos em que foram solicitados.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, que me recebeu e tornou possível a complementação de meus estudos e a execução de meu experimento.

Ao Professor Dr. Carlos Bombana (in memoriam) a quem tive a felicidade de conhecer e conviver, e quem tornou possível minha frequência às aulas de Endodontia da Graduação do curso de Odontologia da FO-USP.

Ao professor Manoel Eduardo Lima Machado pelo longo período de convivência, pelas aulas assistidas em Endodontia, pelas orientações nas dificuldades que nos assolam durante o percurso desta incrível experiência de pesquisa e ensino.

Ao Dr. Cleber Nebeshima, pós-graduando do Departamento de Dentística da FO-USP por toda a parceria e convivência neste longo período de aprendizagem, pela ajuda incondicional nos momentos de necessidade.

Ao Departamento de Materiais Dentários da FO-USP, ao Professor Rafael Yague Ballester, Professor Igor S. Medeiros, Professor Leonardo Eloy Rodrigues Filho, Professor Antonio Muench meus sinceros agradecimentos pela acolhida e pela liberação para realização dos testes biomecânicos imprescindíveis para a conclusão do experimento.

Ao Técnico do Laboratório de Bio-Materiais da FO-USP, Antônio Carlos Lassala, e a Rosa Cristina Nogueira, meus agradecimentos por toda atenção e dedicação.

Ao Técnico em Prótese Dentária Sr. José Airton de Oliveira, que tornou possível alcançar todas as fases e metas do desenvolvimento do projeto. E cuja qualidade de seu trabalho favoreceu sobremaneira o sucesso do projeto desenvolvido em seu laboratório de Prótese.

À CAPES e ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo pela concessão da Bolsa de Doutorado.

Ao CTI – Centro de Tecnologia da Informação Dr. Renato Archer – Campinas – SP, na pessoa do gentilíssimo Dr. Pedro Yoshito Noritomi, que juntamente com sua equipe desenvolveu o estudo com os elementos finitos, e me introduziu neste universo matemático alucinante de projeções por modelos geométricos.

À Camila Marineli Martins, pós-graduanda Departamento de Medicina Veterinária Preventiva e Saúde Animal – VPS, do Laboratório de Epidemiologia e Bioestatística da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo; pela atenção e orientação com os dados estatísticos dos resultados obtidos com os testes biomecânicos.

A todos os que contribuíram direta ou indiretamente para que meus objetivos fossem alcançados e que por uma desventura do acaso e de falha de memória tenha me esquecido de citar aqui.

A todos enfim, meu agradecimento por este período onde dedicação, persistência, determinação e foco foram a tônica dos meus dias em minha vida!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Selma,

Incontáveis foram os dias de ausência com longos períodos de trabalho, estudo, pesquisa, planejamento, elaboração de aulas, correções de trabalhos, provas, e muitos finais de semana onde minha dedicação estava direcionada para os compromissos assumidos comigo e com o meu projeto, com o LOC e com a FMVZ-USP. O tempo passou!

Desejei alcançar as metas que havia desenhado em meu coração. Você compreendeu, aceitou e incentivou, gratidão eterna pelo apoio incondicional.

Todas as minhas forças estiveram direcionadas para alcançar o final de um começo. Um começo que distante alguns anos agora parece ontem...mas quando observado do final, percebe-se que 11 anos se passaram.

Eu agradeço, por me permitir encontrar o que procurava.

Eu agradeço por existir e me receber com carinho, compreensão, amor extremo sempre em todos os momentos.

A você, dedico estas páginas que representam o resultado das conquistas projetadas!

Com carinho, com amor, eu lhe agradeço.

AGRADECIMENTO À AMIZADE

Ao Roberto Silveira Fecchio, com quem convivo no LOC desde 2006, quando fomos admitidos juntos, e juntos cumprimos todos os desafios, e dividimos todos os compromissos...

Agradeço o ensinamento sobre os bichos coloridos. A você meu eterno respeito e admiração.

Agradeço a amizade que construímos e nos fortaleceu neste longo período de convivência e tem perdurado mesmo quando a tempestade se fez presente em nossas vidas.

Que Deus o abençoe sempre e estenda sobre você sua proteção e iluminação neste caminho de servir sempre!

Para sempre: grato amigo, por tudo!

A semente:

Em cada fracasso, existe a semente do sucesso. Há um mecanismo básico envolvido na manifestação do material a partir do imaterial, do visível a partir do invisível. É o mecanismo do aperfeiçoamento.

Os malogros da vida são os dentes da engrenagem da criação, que a cada passo nos conduzem para mais perto de nossas metas. Na realidade não existe o que chamamos de fracasso. Através de nossos erros aprendemos a fazer o que é certo.

Deepak Chopra

Assim foram longos anos de caminhada e trabalho desde a decisão corajosa de mudar de vida, de cidade, abandonar o existente e resgatar com o estudo meu norte com a profissão e comigo mesmo.

Foi um aprendizado a cada dia! Sozinho quando necessário, ou convivendo e compartilhando com os companheiros de caminhada.

Estou aprendendo ainda. Aprender mantém acesa uma chama interna que aquece e incentiva a continuar...continuar...continuar... Até quando? Bom aí, somente Deus para responder.

RESUMO

CAMARGO, S. L. S. **Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos.** [Biomechanical analysis of resistance to fracture in artificial dog canine teeth with cast metal restoration and straight and curved intrarradiculares retainers with core - Comparative study with finite element analysis]. 2016. 158 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

Os cães, por fatores diversos, acabam por apresentar dentes fraturados com ou sem exposição de polpa. Estas fraturas basicamente são identificadas como fraturas recuperáveis não complicadas, recuperáveis complicadas ou irrecuráveis. As fraturas recuperáveis (localizadas apenas no esmalte e dentina) são tratadas com dentística restauradora. As recuperáveis complicadas (com lesões em esmalte, dentina e exposição do canal radicular) passam por tratamento endodôntico, podendo ser seguidas de restaurações metálicas. Os dentes mais comumente acometidos são os dentes caninos, superiores ou inferiores. Este trabalho em dentes artificiais simulando considerável destruição de sua porção coronal objetivou testar, após a adaptação da restauração metálica fundida, a resistência às fraturas no dente canino. Os dentes artificiais foram padronizados com uma técnica de replicação de raízes artificiais em molde de resina acrílica quimicamente ativada. Oitenta réplicas iguais de resina composta fotopolimerizável, padronizadas em tamanho e forma, foram construídas a partir desta técnica. Antes da reconstrução protética, aplicou-se o tratamento endodôntico, desobturação, preparo do canal radicular e moldagem. Proteticamente, um pino intrarradicular reto e outro curvo, ambos com núcleo para sustentar a coroa metálica fundida foram cimentados na porção coronal de cada raiz-réplica. Os núcleos e coroa metálica foram ambos ferulados ou estojados. Avaliou-se os dois tipos de restauração com pino intrarradicular curvos ou retos cimentados com cimento de fosfato de zinco ou resinoso para identificar o melhor conjunto restaurador. Os testes de resistência biomecânica de 80 raízes-réplicas foram divididos em 4 grupos com 20 corpos de prova para cada um dos grupos. Grupo 1: das raízes-réplicas com pino intrarradicular curvo cimentados com cimento resinoso. Grupo 2: das raízes-réplicas com pino intrarradicular curvo cimentados com cimento de fosfato de zinco. Grupo 3: das raízes-réplicas com pino intrarradicular reto

cimentados com cimento resinoso. Grupo 4: das raízes-réplicas com pino intrarradicular reto cimentados com cimento de fosfato de zinco. Estes grupos foram submetidos a teste de força com pré-carga de 1,5 N, com velocidade de avanço constante de 0,05 mm por minuto em ponto pré-determinado (mésio-lateral vestibularizada) até ocorrência de fratura do conjunto ou parte dele em uma Máquina Universal Kratos. Com a avaliação biomecânica e estudo estatístico de Kruskal-Wallis, identificou-se que os dados obtidos não seguiram distribuição normal. Esta diferença mostrou-se com o $p < 0,05$ na interpretação do teste. No caso de dados não paramétricos o post-hoc do Kruskal-Wallis foi o teste de U de Mann-Whitney. Paralelamente, um estudo com análise de elementos finitos comparou os resultados obtidos. Não houve diferença significativa sobre o tipo de cimento utilizado ou que favorecesse o uso do pino reto ou do pino curvo, recaindo a escolha para o operador decidir de acordo com a melhor indicação para cada caso clínico.

Palavras chave: Pino intrarradicular. Núcleo. Coroa metálica. Restauração.

ABSTRACT

CAMARGO, S. L. S. **Biomechanical analysis of resistance to fracture in artificial dog canine teeth with cast metal restoration and straight and curved intrarradicular retainers with core - Comparative study with finite element analysis.** [Análise biomecânica de resistência à fratura em dentes caninos artificiais de cães, com restauração metálica fundida e retentores intrarradiculares retos e curvos com núcleo - Estudo comparativo com análise por elementos finitos]. 2016. 158 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

The dogs, by various factors, present fractured teeth with or without pulp exposure. These fractures are basically identified as recoverable fractures not complicated, recoverable complicated or unrecoverable. Recoverable fractures (located just on enamel and dentin) are treated with restorative dentistry. The complicated recoverable (with lesions in enamel, dentin and exposure of the root canal) need to undergo endodontic treatment, and may be followed by metallic restorations. The teeth most commonly affected are the canine teeth, upper or lower. This work on artificial teeth simulating considerable destruction of their coronal portions aimed to test, after the adaptation of the cast metal restoration, the fractures in the canine teeth. Artificial teeth were standardized with an artificial root replication technique in acrylic chemically activated resin impression. Eighty equal photopolymerized composite resin replicas, standardized in size and shape, were built with this technique. Before the prosthetic reconstruction, endodontic treatment, desobturation, root canal preparation and molding were done. Protetically an intrarradicular straight pin and another curved one, both to sustain core fused metal crown were cemented over the crown of each root replica. The cores and metal crown were both belted or sheathed. It was evaluated the two types of restorations with intrarradicular curved or straight pin cemented with zinc phosphate cement or resin to identify the best restorative set. The biomechanical resistance tests applied over the 80 replica roots were divided into 4 groups with 20 samples for each of the groups. Group1: roots with intrarradicular curved pin replicas cemented with resin cement. Group 2: roots with intrarradicular curved pin replicas cemented with zinc phosphate cement. Group 3: roots intrarradicular straight pin replicas cemented with resin cement. Group 4: roots intrarradicular straight pin replicas cemented with zinc phosphate cement. These groups were submitted to the test of strength with 1.5 N preload force, with

constant speed rate of 0.05 mm per minute in a predetermined point (mesio-vestibular) until occurrence of fracture of the whole set or part of it in a Universal Machine Kratos. The Biomechanical evaluation and statistical study of Kruskal-Wallis, identified that the data obtained did not follow normal distribution. That difference showed up with the $p < 0.05$ in the interpretation of the test. In the case of parametric data post-hoc Kruskal-Wallis test of U of Mann-Whitney. At the same time, a study with finite element analysis compared the results obtained. There was no significant difference on the type of cement used or favoring the use of straight or curved intrarradicular pin, therefore it is up to the surgeon to decide according to the best indication for each clinical case.

Keywords: Intrarradicular pin. Core. Metal crown. Prosthodontics

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ADA	American Dental Association
AEF	Análise de Elementos Finitos
AVDC	American Veterinary Dental College
Bis-GMA	Bisfenol A- glicidil metacrilato
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CAD-CAM	Método de Processamento (sinterização) e torneamento por cópia
CQ	Cânforo-quinona
E	Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young
ed.	Edição
et al.	e colaboradores
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
FMVZ-USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
FO-USP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
GPa	Giga Pascal
HOVET	Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de São Paulo
Kgf	Quilograma força
Lbs	libras de pressão
MEF	Método de Elementos Finitos
Mpa	Mega Pascal
mm	Milímetros
Ni-Cr-Mo	Niquel-Cromo-Molibdenio
N	Newton
Nº	Número
p.	Página
PIR	Pino Intrarradicular
PIR-C	Pino Intrarradicular Curvo
PIR-R	Pino Intrarradicular Reto
PIRs	Pinos Intrarradiculares
RIR	Retentor intrarradicular
Rr	Raiz-réplica
RAQA	Resina acrílica quimicamente ativada
RMF	Restauração Metálica Fundida
SP	Estado de São Paulo
104	Dente canino superior direito – Classificação de Triadam
®	Marca Registrada
°C	Graus Celsius

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	FRATURAS DENTAIS E TRATAMENTO ENDODÔNTICO	27
2.2	PREPARO GEOMÉTRICO DO REMANESCENTE CORONAL	27
2.3	PINO INTRARRADICULAR – IMPORTÂNCIA E APRESENTAÇÃO	28
2.4	FÉRULAS OU CINTAMENTO EM COROAS E NÚCLEOS	31
2.5	PREPARO CIRÚRGICO DO CANAL RADICULAR	34
2.6	AGENTES CIMENTANTES	34
2.7	PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS DENTÁRIOS	36
2.8	ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS	40
3	HIPÓTESE	45
4	OBJETIVOS	47
5	MATERIAL E MÉTODOS	49
5.1	DESENVOLVIMENTO DA TÉCNICA COM AS RÉPLICAS NO TESTE PILOTO	51
5.2	METODO DE INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES	53
5.2.1	Pinos Retos	53
5.2.2	Pinos Curvos	54
5.2.3	Molde 1 para os Pinos Retos e Molde 2 para os Pinos Curvos	56
5.3	PINOS INTRARRADICULARES RETOS	58
5.4	PINOS INTRARRADICULARES CURVOS	63
5.5	CIMENTAÇÃO DOS PINOS RETOS E CURVOS COM CIMENTO DE FOSFATO DE ZINCO® SSWHITE® (PRFZn01 a PRFZn20 e PCFZn01 a PCFZn20)	69
5.6	CIMENTAÇÃO DOS PINOS RETOS E CURVOS COM CIMENTO RESINOSO ALLCEM® FGM® (PRAC21-40 E PCAC21-40)	72
5.7	INCLUSÃO EM TUBO DE PVC E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL	75
5.8	DEFINIÇÃO DOS GRUPOS	79
5.9	ENSAIOS BIOMECÂNICOS EM MÁQUINA KRATOS	81
5.10	ELEMENTOS FINITOS	82
5.11	ANÁLISE ESTATÍSTICA	85
6	RESULTADOS	88
6.1	RAÍZES-RÉPLICAS	88
6.2	CONJUNTO PROTÉTICO	89

6.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	90
6.3.1	Deslocamento	91
6.3.2	Carga	92
6.3.3	Tempo	94
6.4	ELEMENTOS FINITOS.....	95
6.4.1	Modelo Geométrico	95
6.4.2	Malha e Nós nos Elementos Tetraédricos	96
6.5	CONJUNTO DE RAIZ-RÉPLICA, PINO CURVO, COROA TOTAL	97
6.5.1	Tensão Máxima Principal e Deslocamento	97
6.5.2	Von Mises	100
6.6	CONJUNTO DE RAIZ-RÉPLICA, PINO RETO, NÚCLEO E COROA	102
6.6.1	Tensão Máxima Principal e Deslocamento	102
6.6.2	Von Mises	105
6.7	PINO DESLIZANTE – CONTATO NÃO COLADO.....	106
6.7.1	Tensão Máxima Principal e Deslocamento Pino Curvo	106
6.7.2	Von Mises	108
6.7.3	Tensão Máxima Principal e Deslocamento Pino Reto	109
7	DISCUSSÃO	113
8	CONCLUSÃO	134
	REFERÊNCIAS	136
	GLOSSÁRIO	145
	ANEXO	148

1 INTRODUÇÃO

Os traumas crânio-maxilares e mandibulares em animais podem resultar em fratura dentária que por sua vez nos cães têm um alto índice de ocorrência. Os dentes mais atingidos são os dentes caninos (HARVEY, 1985; WIGGS; LOBPRISE, 1997c; GIOSO; VENCESLAU, 2002; LOPES et al., 2005).

As fraturas podem ser classificadas segundo o *American Veterinary Dental College* (AVDC) como recuperáveis não complicadas - quando afetam apenas a estrutura do esmalte do elemento dental; recuperáveis complicadas - quando afetam além do esmalte, a dentina e expõe a polpa inserida anatomicamente no canal radicular e irrecuperável - quando comprometem a estrutura radicular (WIGGS; LOBPRISE, 1997b,c; AVDC, 2007).

Por consequência, o dente fraturado deve ser reabilitado esteticamente e funcionalmente. A forma direta de recuperação primária dos dentes fraturados com ocorrência das fraturas coronais com exposição pulpar é por meio do tratamento endodôntico onde ocorre a sanificação do sistema de canais radiculares e obturação dos mesmos (MACHADO, 1992).

Uma restauração coronária é realizada diretamente no acesso cirúrgico decorrente do tratamento endodôntico (SHIPP et al., 1992; HARVEY; EMILY, 1993; FAHRENKRUG, 1996). Nos casos em que ocorre fratura dentária extensa com perda de estrutura coronal, a restauração é realizada com retentores intrarradiculares compostos por pinos e núcleos e coroa metálica total, onde um mesmo paciente poderá receber múltiplas restaurações metálicas (GROVE, 1990; VERSTRAETE; VUUREN, 1994; FAHRENKRUG, 1996; WIGGS; LOBPRISE, 1997b; VISSER, 1998; GIOSO, 2008; CAMARGO et al., 2012).

As restaurações metálicas recuperam funcionalmente o elemento dental. A Restauração Metálica Fundida (RMF) é uma restauração metálica extra coronal que na odontologia veterinária recobre toda a superfície da coroa clínica (GIOSO, 2004; GIOSO, 2010).

Quando for parcial, recebe o nome de $\frac{3}{4}$ ou Veneer (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; HOLMSTROM; GAMMON, 1989; VISSER, 1998; COFFMAN; VISSER; VISSER, 2007; GIOSO, 2010).

A manutenção das raízes sob prótese, permite restabelecer as funções do sistema estomatognático (estética, fonética, mastigação e deglutição), apura a propriocepção

(ligamentos periodontais) e a eficiência mastigatória, quando comparados com outro tipo de resolução clínica radical, como, por exemplo, a exodontia, muito executada no tratamento da doença periodontal grave (VAZ et al., 1999; REIS, 2010).

Os núcleos e coroas podem receber uma estrutura de reforço que auxilia a retenção da peça denominada de férula, estojo ou cinta (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; HOLMSTROM; GAMMON, 1989; VISSER, 1998; MORI; CAMPOS, 2003; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009; POIATE; PEREIRA et al., 2009; REIS et al., 2010; CONTIN; CAMARGO et al., 2012).

Com a fratura, a coroa dentária apresenta-se com um formato irregular. A eficiência e o sucesso da prótese ou de seu conjunto adaptados e cimentados sobre o remanescente fraturado dependerá da geometria criada pelo preparo cirúrgico: o preparo geométrico. O preparo cirúrgico (ou geométrico) influencia na capacidade dos retentores intrarradiculares e seus respectivos núcleos manterem-se fixos pelo maior período possível sobre o dente reconstruído proteticamente (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; SAITO, 1999; SCHWARTZ, 2004; GIOSO, 2010; REIS, 2010).

O resultado das restaurações metálicas em cães pode ser determinado pelo tipo de pino intrarradicular (PIR) podendo-se escolher entre o pino reto ou o curvo. A resistência biomecânica do conjunto restaurador composta por PIR retos ou curvos com núcleos estojados são testados pelo recobrimento por coroa metálica fundida também ferulada (AKKAYAN 2004).

A princípio, limitações são encontradas na utilização dos pinos intrarradiculares retos por conta da adaptação baseada nos padrões e conceitos relativos ao comprimento do pino a ser utilizado; objetivamente introduzindo-os para além do bordo da estrutura alveolar, mas contendo-o no percurso natural do canal radicular (CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003).

Por outro lado, comparativamente, ao utilizar-se um PIR curvo o mesmo poderá adaptar-se na maior extensão possível percorrendo a anatomia do canal radicular, inicialmente preparada pela fase precursora do tratamento endodôntico.

A análise dos resultados obtidos com os testes de corpo de prova da concentração de tensões no remanescente em função do tipo de pino (reto ou curvo) pode identificar o tipo de retentor intrarradicular mais eficiente (MEZZOMO et al., 2003; MEZZONO et al., 2006; POIATE et al., 2009).

Um estudo com Análise de Elementos Finitos baseado na engenharia computacional e fórmulas matemáticas possibilita avaliar o comportamento biomecânico de formas geométricas discretizadas e tetraedros do mesmo conjunto protético para que se possa comparar os resultados (MACKERLE, 2001; LOTTI, 2006).

Este estudo é sequencial da Dissertação de Mestrado apresentada a Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, e utiliza o protótipo de molde em resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ) para obter as raízes artificiais em resina composta fotopolimerizável que serão restaurados com PIR retos e curvos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Cães de trabalho como os que são utilizados na segurança policial precisam da presença dos dentes caninos. Durante atividades de treinamento e trabalho, quando incitados ao ataque agressivo, estes animais mordem com a parte rostral tanto da maxila quanto da mandíbula, onde estão inseridos dentes caninos e incisivos. Neste momento as forças perpendiculares ao longo eixo do dente podem ser suficientes para causar uma fratura (VAN FOREEST; ROETERS, 1998).

Quando a força de mordida não estiver centrada de forma balanceada, pode ocorrer fratura por má oclusão neste ponto da preensão ou no dente canino contra lateral (HAMEL et al., 1997).

Van Foreest (1998) identifica que estas forças são uma combinação de forças de tração, compressão, corte e forças geradas na estrutura dentária decorrentes das complexas cargas oclusais.

As forças de tração e compressão empreendidas durante o momento da preensão pelo animal afetam diretamente a estrutura dento-alveolar e o ligamento periodontal. O nível de treinamento e a característica de luta do cão (HAMMEL et al., 1997) atingem diretamente os dentes caninos 104,204,304,404 (classificação de Triadam¹) que se ocluem de forma intercuspidal (LINDNER et al., 1995; HAMMEL, 1997; CAMARGO, 2006).

Os traumas craniais atingem a maxila (52,4%) e mandíbula (30,6% rostral) e consequentemente alcançam os dentes (23,67% dos animais com dentes fraturados), aumentando a ocorrência de fraturas principalmente nos dentes caninos, sendo maior incidência nos inferiores, seguido de perto pelos caninos superiores (HARVEY, 1985; GIOSO; VENCESLAU, 2002; LOPES et al., 2005). A indicação de ossos naturais, ou artificiais, ou acesso a outros utensílios de roedura para diminuir a ocorrência do cálculo dental pode favorecer a ocorrência destas fraturas (GIOSO, 2007); ou quando os cães adquirem de forma espontânea o hábito de roedura (HARVEY; EMILY, 1993).

A ação traumática no elemento dentário torna-o vulnerável, podendo apresentar exposição pulpar, e para que o mesmo seja mantido saudável na boca deve ser recuperado endodonticamente e restaurado proteticamente. A técnica para a recuperação primária dos

¹ Triadam é a classificação numérica de identificação do elemento dental (HOLMSTRON, 1994)

dentes fraturados é a tratamento do sistema de canais radiculares (HARVEY, 1985; HOLMSTROM; GAMMON, 1989; MACHADO, 1992; HARVEY; EMILY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997a,b,c; GIOSO, 2004; GIOSO, 2007) e em seguida a restauração coronal (SHIPP; FAHRENKRUG, 1992; HARVEY; EMILY, 1993).

Para a odontologia humana, tanto na ocorrência das fraturas coronais com exposição da polpa quanto nos casos de lesões perio-endodônticas ou periapicais, o tratamento realizado é o endodôntico (MACHADO, 1992; HARVEY; EMILY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997b; COHEN; BURNS, 1998) e protético onde se recupera-se a forma, a função e parcialmente estética do elemento dental para os dentes caninos envolvidos (VERSTRAETE; VUUREN, 1994; FAHRENKRUG, 1996).

Estudos endodônticos e avaliações de resiliência² em dentes endodonticamente tratados – e chamados de desvitalizados, classificavam estes dentes como enfraquecidos, e fragilizados por conta da perda de água da dentina (mineralizada e orgânica), perda de colágeno, e ainda pela dentina menos espessa por conta da ação da instrumentação química cirúrgica do preparo do sistema de canais radiculares quando comparados com dentes vitalizados (ALBUQUERQUE, 1995; CAMPOS et al., 2005).

Porém, nem a desidratação nem o tratamento endodôntico causam degradação das propriedades físicas e mecânicas da dentina; quando comparados com dentes sem tratamento endodôntico. Dentes endodonticamente tratados não são mais frágeis nem friáveis, onde testes e acompanhamentos por um período de mais 10 anos comprovaram haver uma diferença mínima de dureza. Desmitificando positivamente tais conceitos iniciais e não responsabilizam falhas e fraturas por conta de que foram adaptados próteses nestes dentes (desvitalizados) e supostamente fragilizados (HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1991; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Os dentes fraturados, para serem recuperados proteticamente, necessitam de um preparo cirúrgico que defina uma forma geométrica capaz de aceitar a proteção metálica que irá recobrir e proteger o remanescente dental (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; HOLMSTROM; GAMMON, 1989; GROVE, 1990; FAHRENKRUG, 1996; SCHILLINGBURG et al.,

² RESILIÊNCIA: relativo neste caso a perda da propriedade natural, frente ao tratamento endodôntico empregado; biomecanicamente é a quantidade de relativa de energia elástica por unidade de volume liberada ao remover a carga de um corpo de prova, (ANUSAVICE, 2005).

1997; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; VISSER, 1998; SAITO, 1999; 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; GIOSO, 2008; SCHWARTZ; ROBBINS, REIS, 2010).

As coroas completas ou parciais sempre reforçam a proteção da estrutura e serão adaptados com um plano de ação que considere a saúde periodontal do paciente, os hábitos de mordida, a oclusão e a finalidade protética (GAMMON, 1989; HOLMSTROM; GROVE, 1990; VERSTRAETE; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; VUUREN, 1994; VISSER, 1998).

Com uma admirável variação no comportamento espástico de mordida (principalmente nos cães de trabalho) materiais extremamente resistentes devem ser empregados nas confecções das coroas. Coroas completas de metal não precioso preenchem esta indicação de resistência do material (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; GROVE, 1990; LINDNER et al., 1995; BRECH et al., 1997; BRINE; MARRETA, 1997; HAMEL et al., 1997; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; VISSER, 1998; DUPONT, 2001; CAMARGO, 2006; COFFMAN et al., 2007).

A força de mordida nos animais é um fator desencorajante na indicação da restauração protética do remanescente coronal, pois apresenta uma variação de 13 a 1394 Newtons, uma média de 256 Newtons e média mínima de 163 Newtons. Em Kgf a média é de 26,1 Kg e a média mínima de 16,6 Kgf, com o valor máximo atingindo 142 Kgf (LINDNER et al., 1995). Estes valores tem que ser interpretados levando-se em conta a anatomia dental dos cães que possuem dentes do tipo secodontes - forma anatômica apresenta cúspides acentuadas - capazes de aumentar a pressão de mordida (WIGGS; LOBPRISE, 1997a).

Forças de tração variando de 480 Newtons (48,9 Kgf) a 1120 Newtons (114,28 Kgf) foram identificadas em cães militares, durante os exercícios de treinamento. Estes valores diminuíram com a repetição dos esforços em consequência dos espasmos sequenciais de mordedura de fixação durante tais exercícios. Uma força de alavanca ou perpendicular ao longo eixo dos dentes caninos inferiores e superiores pode ser demasiadamente forte para serem absorvidas substancialmente pelo sistema estomatognático (HAMMEL et al., 1997; BRINE; MARRETTA, 1999; VAZ et al., 1999).

A permanência da prótese metálica sobre o remanescente dental dependerá fundamentalmente da geometria aplicada na técnica de preparo coronal do remanescente fraturado. O cirurgião com habilidade será capaz de desenvolver as formas mais apropriadas para cada dente fraturado (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; AVDC, 2007).

Direcionando um olhar dimensional às paredes dentárias deve-se reconstruí-las lisas, sem ranhuras e paralelas o suficiente evitando uma expulsividade superior a 3 graus para cada lado. Os biselamentos com pontas diamantadas de preparo e acabamento evitarão angulações em 90° no término do preparo e formarão o desgaste mínimo necessário para posicionar o cintamento do conjunto protético representado pelo núcleo com o PIR, e o abraçamento final da coroa - RMF (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; HOLMSTROM; GAMMON, 1989; GROVE, 1990; SHIPP; FAHRENKRUG, 1993; VERSTRAETE; VUUREN, 1994; SAITO, 1999; CAMARGO, 2006; COFFMAN et al., 2007; SCHILLINGBURG et al., 2007; GIOSO, 2008).

Para reconstruir dentes fraturados com pouco remanescente coronal são necessários pinos intrarradiculares – PIR- e núcleos cuja função é distribuir as forças ou carregamentos sobre a raiz e aumentar a resistência. O núcleo e a coroa ferulados promovem um abraçamento em todo o diâmetro do remanescente preparado que pode aumentar a resistência da raiz frente às tensões no conjunto restaurado (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SHIPP; FAHRENKRUG, 1993; VERSTRAETE; VUUREN, 1994; FAHRENKRUG, 1996; CONTIN et al., 2003; POIATE; PEREIRA, 2009; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009; REIS, 2010).

O PIR com núcleo é fundamental para estabilizar e reter a coroa metálica restauradora. Trata-se de um princípio básico desenvolvido por Pierre Fauchard³ que utilizando um pino de madeira no interior do canal radicular, deixava-o sujeito à umidificação, conseqüentemente ocorria sua expansão, e aumentava assim a retentividade do PIR (OURIQUE, 1999).

Recomendações diversas quanto à forma e comprimento (extensão do pino) têm sido recomendadas e utilizadas. Assim, os pinos e núcleos metálicos fundidos até recentemente eram úteis, mas com a evolução das técnicas, materiais restauradores plásticos e resinosos tem sido substituído por núcleos de preenchimento. Enquanto na odontologia humana começaram a ser substituídos, ainda tem primazia na odontologia veterinária nos dentes com pouco remanescente coronal (CAPUTO; HOKAMA, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS; 2004; CAMPOS et al., 2005; CAMARGO, 2006; SCHILLINGBURG et al., 2007).

Para fixar o conjunto protético do PIR com núcleo e coroa metálica é preciso eleger um tipo de cimento. Nota-se predileção pelo emprego dos cimentos resinosos associado a

³ Médico francês, considerado o "pai da moderna odontologia, autor da obra *Le chirurgien dentiste* (1728), primeira obra de odontologia, em que descreve a anatomia oral, sintomas de afecções boca, técnicas para remoção de cáries, restauração e implante de dentes.

tratamentos aplicados na interface metálica interna da RMF e também dos PIR. O cimento de fosfato de zinco, o mais elementar dos recursos nas técnicas de cimentação e o de menor custo também tem indicação e eficácia comprovadas (VAN FOREEST; ROETERS, 1998; VISSER, 1998; BRINE; MARRETTA, 1999; DUPONT, 2001; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; CAMARGO, 2006; COFFMAN et al., 2007; GIOSO, 2008).

2.1 FRATURAS DENTAIS E TRATAMENTO ENDODÔNTICO

As fraturas coronais que atingirem o canal radicular expondo a polpa serão submetidas ao tratamento endodôntico. O objetivo é sempre manter o elemento dental funcionalmente na boca do paciente e inserido na estrutura alveolar (HARVEY, 1985; MACHADO, 1992; COLLIN; HARVEY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997b; COHEN; BURNS, 1998; GIOSO, 2007).

Após a obturação do sistema de canais radiculares se realiza a restauração do dente que segue os padrões da dentística restauradora. Enquanto a restauração metálica é aguardada uma barreira de material restaurador resinoso é inserida de forma incremental e foto-polimerizada para proteger da contaminação (HARVEY, 1985; MACHADO, 1992; COLLIN; HARVEY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997c; COHEN; BURNS, 1998; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; GIOSO, 2007).

2.2 PREPARO GEOMÉTRICO DO REMANESCENTE CORONAL

Os dentes extremamente danificados em sua porção coronal necessitam da reconstrução do volume destruído, garantida pelo núcleo metálico unido por um pino metálico. Reconstruir parcial ou totalmente a magnitude de destruição coronal é o fator mais importante a ser considerado (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; SAITO, 1999; CAMARGO, 2006).

O operador é o principal responsável por garantir o sucesso da adaptação metálica total que recobrirá toda a estrutura coronal fraturada. Formas e biseis podem ser alcançados com pontas diamantadas acopladas em canetas de alta rotação e assim evitar angulações em 90° (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 2007).

Toda a geometria estabelecida no preparo será moldada e transferida para as peças protéticas fundidas, que terão a forma de sobre adaptação justa em relação ao remanescente preparado (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; CAMARGO, 2006; SCHILLINGBURG et al., 2007).

Outro cuidado fortemente recomendado recai sobre a intensidade de desgaste das paredes dentinárias para dar forma ao canal radicular. Manobras cuidadosas e cautelosas devem evitar a perfuração do canal radicular e assim manter a instrumentação apenas no canal pertinente. Da preservação estrutural adequada do canal radicular pode depender a resistência do remanescente com a restauração empregada (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009; SCHILLINGBURG et al., 2007; SILVA 2007).

2.3 PINO INTRARRADICULAR – IMPORTÂNCIA E APRESENTAÇÃO

Os PIRs podem ser classificados quanto a ação em ativos ou passivos. Quanto a forma em retos ou cônicos. Pinos ativos adentram o canal radicular sob ação mecânica, e podem ter responsabilidade nas forças causadoras de stress; os passivos introduzidos por justaposição são mantidos pela ação do agente cimentante. Os retos são assim denominados porque têm as paredes paralelas e os cônicos são os pinos com conformação cônica (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

A reconstrução de dentes fraturados com pouco remanescente coronal com próteses unitárias necessita de PIR para conferir resistência e retentividade à restauração (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009).

O PIR é um elemento protético do retentor intrarradicular. O retentor intrarradicular tem a função de conectar a porção coronal reconstruída proteticamente com a estrutura radicular do remanescente (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

O PIR encaixa-se (quando inserido) dentro do canal radicular previamente preparado para recebê-lo. O núcleo é a parte do retentor responsável por restaurar a coroa destruída a partir do preparo cirúrgico desenvolvido e assim receber a coroa protética. O espelho, que fica em contato direto com o topo da porção radicular do remanescente preparado é a base do núcleo. O espelho impede a intrusão do núcleo. O pino fixa-se ao núcleo através do espelho (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009; CAMARGO et al., 2012).

Portanto o retentor radicular é composto pelo PIR, núcleo e espelho. Retentores intrarradiculares podem ou não serem construídos com núcleos estojados. O estojo ou estojamento é uma estrutura obtida com um biselamento da dentina radicular para auxiliar na retentividade. Após a fundição da peça protética, torna-se evidente a identificação deste prolongamento que recebe o nome de férula ou cintamento. As férulas se posicionam circundando o diâmetro do remanescente dental em 360 graus (CONTIN et al., 2003; CAMARGO, 2012).

Consequentemente, preparar o espaço que vai abrigar o pino, causando novo desgaste em dentina, amplia o grau de risco no procedimento restaurador (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009).

Utilizar PIR longos ou com um diâmetro avantajado aumenta a retentividade do conjunto, mas este não deve ser o único pensamento para que se faça seu uso (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007).

A retentividade de um pino pode ser avaliada pela sua resistência às forças verticais de deslocamento - saída-expulsão (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Quando instrumenta-se e molda-se um canal radicular para obter um PIR, copia-se a anatomia natural do canal que é anatomicamente ovalada, com um achatamento mesiodistal, que fornece ao pino uma estrutura impossível de rotacionar, favorecendo resistência e retentividade (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

No caso de dentes caninos de animais, se o PIR acompanhar a extensão da curvatura além de eliminar a possibilidade de rotação, ainda se dispõe de PIR mais longos, consequentemente mais retentivos. Tais conceitos, como comprimento e impossibilidade de rotação estão interligados para compreensão da importância dos PIR (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009; CAMARGO et al., 2012).

Enquanto o comprimento e o diâmetro conferem retentividade ao PIR; a conicidade pode torná-lo menos retentivo. Porém funcionalmente a conicidade pode auxiliar na distribuição das cargas (forças) oclusais distribuindo-as para a raiz remanescente, periodonto de sustentação e osso alveolar (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; PEREIRA et al., 2009).

Alguns autores debatem intensamente sem obter consenso sobre o comprimento ideal do PIR. Discutem variações que indicam o comprimento estendendo-se a 100% do comprimento da coroa, ou metade do comprimento da raiz clínica, 2/3 do comprimento da raiz ou 4/5 do comprimento da porção radicular, e ainda com toda extensão do comprimento radicular. Concordam em respeitar apenas os últimos 3,0 a 5,0 mm do remanescente de guta-percha no ápice para não prejudicar o selamento apical. Assim acreditam obter um PIR que se estende até o máximo do comprimento da raiz que recebe o material metálico fundido, propiciando retentividade e distribuição de tensões (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009).

Os PIR quanto a sua moldagem podem ser considerados como diretos ou indiretos. Os pinos diretos são moldados diretamente sobre o canal radicular preparado com cera ou resina acrílica Duralay® posicionados de forma auxiliar por um “sprue” de resina. Os pinos indiretos são moldados com técnicas e materiais de moldagem fluida. Os silicones de moldagem, denominados de elastômeros, inseridos ativamente no canal radicular preparado com auxílio de um propulsor acoplado ao contra ângulo da caneta de baixa rotação e mantidos sob resistência com o posicionamento de uma estrutura metálica que sucede a moldagem do canal radicular e o reposicionamento da moldeira com o complemento do elastômero-molde primariamente feito da boca do paciente (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Os pinos metálicos rígidos estabilizam a restauração protética e seu comprimento é um fator significativo. Assim, para dentes humanos, pinos com 8,0 a 10,0mm de comprimento demonstram alta resistência à fratura, porém podem causar efeitos irreparáveis quanto ao modo de fratura na raiz. Mesmo padronizando em 9,0 mm o comprimento do PIR, a retentividade se mantém significativa para os dentes humanos, o que pode não ocorrer nos dentes dos pacientes veterinários principalmente se não ultrapassarem a tábua óssea alveolar (MORI et al., 1997; SAITO, 1999; GALLO et al., 2002;

MITSUI et al., 2004; FOKKINGA et al., 2006; DIETSCHI et al., 2007; SANTOS FILHO et al., 2008; SILVA, 2007; GIOVANI et al., 2009).

Considerando-se que os retentores intrarradiculares e PIR são responsáveis pela condução e distribuição de tensões oriundas das cargas mastigatórias transmitidas desde a coroa para os componentes restauradores e consequentemente afetam a dentina radicular. Este efeito danoso ocorre justamente porque apresentam em sua constituição diferentes materiais com diferentes coeficientes de módulo de elasticidade, e também pela incompatibilidade em suas propriedades elásticas causar danos irreparáveis (GALLO et al., 2002; CONTIN et al., 2003; MITSUI et al., 2004; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; FOKKINGA et al., 2006; DIETSCHI et al., 2007; SANTOS FILHO et al., 2008; GIOVANI et al., 2009).

Quando um núcleo com PIR metálico transfere para a raiz a sobrecarga absorvida de forças oclusais ou laterais gera energia que associada ao efeito cunha do PIR pode prejudicar a estrutura radicular preparada, levando à fratura e perda da restauração protética (KESSLER, 1987; MORI et al., 1997; CONTIN et al., 2003; SCHILLINGBURG; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Em dentes unirradiculares como os incisivos inferiores e superiores do ser humano e os dentes caninos nos animais, cuja raiz será um pilar de prótese fixa unitária, a melhor escolha é o uso de retentores intrarradiculares fundidos com núcleo e abraçamento cervical (CONTIN et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SANTOS FILHO et al., 2008; POIATE et al., 2009; PEREIRA et al., 2009).

2.4 FÉRULAS OU CINTAMENTO EM COROAS E NÚCLEOS

As coroas metálicas, chamadas de restauração metálica fundida (RMF), nestes dentes com extensa perda de estrutura coronal são fundidas com um atributo. Esta manobra técnica é projetada durante o preparo geométrico do remanescente fraturado e vai dar forma à estrutura da férula. As coroas metálicas podem ser adaptadas sobre um núcleo. A mesma manobra técnica é também projetada neste núcleo para abrigar um abraçamento cervical ou cintamento ou férula. Este núcleo é fundido com o PIR que poderá ter uma forma reta, mais usual, ou curva que se estende por uma extensão maior do canal radicular

preparado para recebê-lo (SAITO, 1999; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; POIATE et al., 2009; PEREIRA et al., 2006; PEREIRA et al., 2009; CAMARGO et al., 2012).

Uma férula ou cintamento constitui-se em uma banda de desgaste aplicada com pontas diamantadas especiais para preparo cirúrgico adaptadas em canetas de alta rotação acionadas por ar comprimido. Isto é alcançado durante o preparo geométrico do remanescente coronal, pelas mãos do cirurgião. Sua direção verticalizada acompanha todo o aspecto da circunferência do remanescente coronal em todo diâmetro da mesma. As férulas quando aplicadas para compor o núcleo, promovem maior compressão sobre a dentina, auxiliando na resistência e retenção (MORI et al., 1997; SAITO, 1997; SCHILLINGBURG et al., 1997; 2007CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2006; PEREIRA et al., 2009; POIATE et al., 2009).

Assim, as formas cirúrgicas de preparo no remanescente coronal contemplam toda a geometria cujas moldagens serão transferidas aos elementos protéticos e seus componentes (SCHILLINGBURG; KESLLER, 1987; SAITO, 1997; SCHILLINGBURG et al., 2007).

O cintamento ou férula foi descrito primeiramente por Eissmman⁴ (1976 apud SCHILLINGBURG, 1987, p. 14) e também pode ser conseguido por um efeito no coping que se estende por um bisel longo em direção apical segundo Dawson 1970⁵ (apud SCHILLINGBURG, 1987, p. 14; SCHILLINGBURG; KESLLER, 1987).

O efeito férula favorece o sucesso da permanência na utilização de um retentor ou PIR porque amplia a retentividade do conjunto (STANKIEWICZ; WILSON, 2002; SORENSEN; ENGELMAN, 2003; ZHI-YUE; YU-XING; 2003; PEREIRA et al., 2006; CAMARGO et al., 2012).

A projeção de preparo geométrico que transfere para a férula 1 mm de altura vertical apresenta o dobro de resistência à fratura, se comparada em dentes restaurados sem férula (ISADOR; BRONDUM; RAVNHOLT, 1999; STANKIEWICZ; WILSON, 2002; SORENSEN; ENGELMAN, 2003; ZHI-YUE; YU-XING, 2003; MITSUI et al., 2004; AKKAYAN 2004; PEREIRA et al., 2006; GIOVANI et al., 2009). Poiate et al. (2009) avaliaram além da variação da largura da férula, também sua angulação em 45 graus.

Assim, férulas com variações estruturais aumentadas para 1,5 mm ou 2,0 mm podem alcançar um efeito máximo de proteção ao conjunto protético adaptado. Sendo assim

⁴ EISSMANN, H. F.; RADKLE, R. A. Post-endodontic restoration. In: COHEN, S.; BURNS, R. C. **Pathways of the Pulp**. St Louis, C. V. Mosby Co., 1976. p. 537-575.

⁵ DAWSON, P.E. Pin-retained amalgam. **Dent Clin N.Amer**, v. 14, p. 63-71, Jan.1970.

possível prevenir danos ao conjunto de retentores intrarradiculares com o efeito férula ou cintamento (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; STANKIEWICZ; WILSSON, 2002; CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003; MITSUI et al., 2004; AKKAYAN 2004; PEREIRA et al., 2006; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; FOKKINGA et al., 2006; NISSAN et al., 2008; POIATE; PEREIRA et al., 2009; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009; CAMARGO et al., 2012) (Figura 2.4.1).

Figura 2.4.1 - Sequência demonstrativa da evolução de medidas, altura da ferulação ou cintamento na dentina coronal. Pode-se ainda observar o núcleo (compondo o remanescente destruído), o espelho (assentado sobre o remanescente) e parte do PIR. Todo o conjunto compõe o retentor intrarradicular

Fonte: Camargo et al. (2012)

Poucos são os estudos na literatura corrente sobre os formatos ideais de pinos, ou quais seria a extensão da férula formada pelo núcleo estojado, ou pela coroa, sua angulação ou mesmo quanto ao comprimento dos PIR (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; MORI et al., 1997; GALLO et al., 2002; NISSAN et al., 2008; POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009).

As fraturas ocorridas com restaurações elaboradas com cintamento (ferulado) foram mais favoráveis em novas restaurações que fraturas com restaurações protéticas sem férulas (SAUPE; SORENSEN; ENGELMAN, 1990; GLUSKIN; RADKE, 1996; ISADOR; BRONDUN; RAVNHOLT, 1999; STANKIEWICZ; WILSSON, 2002; ZHI-YUE; YU-XING, 2003; AKKAYAN, 2004; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006; PEREIRA, 2006; POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009; PEREIRA et al., 2009).

2.5 PREPARO CIRÚRGICO DO CANAL RADICULAR

É importante preservar a dentina radicular durante o preparo cirúrgico do canal radicular. A instrumentação com este objetivo recebe orientação para ser mínima e cuidadosa, evitando-se o alargamento do canal além da forma. Tanto que alguns autores convencionam que o clínico que trata o canal também prepare o espaço do pino, pois o endodontista está intimamente familiarizado com a anatomia do canal (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SILVA, 2007).

Os instrumentos endodônticos com pontas inativas evitam o desvio do eixo natural por seguirem o caminho de menor resistência do canal radicular quando se considera instrumentação para pinos retos. A instrumentação deve ser acompanhada de exames radiográficos (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Com o preparo cirúrgico finalizado e com a moldagem com materiais próprios obtém-se a cópia fiel do canal radicular que vai originar o PIR (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Não se encontrou na literatura citações para orientar o preparo cirúrgico de canais radiculares curvos, como particularmente são os dentes caninos dos cães.

2.6 AGENTES CIMENTANTES

Tecnicamente há um consenso em relação à utilização de agentes cimentantes, sem preferências diretas. Todos podem ser usados com sucesso para cimentar um retentor intrarradicular ou PIR, desde que os princípios apropriados de cada um sejam seguidos (JUNGE et al., 1998; FERRARI; VICHI; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; KAZEMI; MEIERS, 2003; VARELLA et al., 2003; REID; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; ANUSAVICE, 2005c).

Deseja-se que um agente cimentante preencha adequadamente o espaço da interface da superfície interna da prótese com a interface do dente preparado. O cimento deve conferir retenção, resistência à restauração e ao remanescente dentário com um

completo vedamento marginal, favorecendo a longevidade do trabalho protético (MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; ANUSAVICE 2005c; MEZZOMO; MASSA; SUZUKI, 2006; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007; MÜLLER, 2009).

O mais comum e o mais antigo agente cimentante é o fosfato de zinco, cuja ação cimentante resulta de uma retenção mecânica entre as interfaces irregulares da superfície dental justaposta à superfície metálica (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; ANUSAVICE, 2005c; BOHN et al., 2007; MÜLLER, 2009).

O fosfato de zinco tem a seu favor o baixo custo, facilidade de trabalho e escoamento. Acredita-se que o fosfato de zinco favorece o assentamento com uma baixa espessura de película da ordem de 25µm. Como contrapartida possui alta solubilidade, é frágil ao cisalhamento, e pode ser irritante pelo baixo pH (ANUSAVICE, 2005c; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007).

A preferência para os cimentos resinosos duais têm sido frequente. Apresentam baixa solubilidade ou são insolúveis aos meios bucais. Tem dupla ação polimerizadora (dual e foto ativada). Tem espessura de película inferior em alguns casos (21,7 µm) com alta adesão nas interfaces dente e superfícies metálicas. A excelente viscosidade é reconhecida e apresenta um limite de fratura maior, ou seja, tem propriedades mecânicas que se ajustam melhor aos objetivos (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007).

Os pinos cimentados com cimento resinoso são mais resistentes à tensão da carga que os à base de fosfato de zinco ou cimento resinoso modificados de ionômero de vidro e ainda tem propriedades mais adesivas entre as interfaces da dentina e do metal (JUNGE et al., 1998; MEIERS, 2003; REID; KAZEMI; MEIERS, 2003; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007; SILVA 2007; MÜLLER, 2009).

Os cimentos resinosos aumentam a retenção, são utilizados em menor volume, escorrendo menos que outros cimentos, e providenciando em curto prazo uma resistência cimentante para o sistema comparado com o cimento de fosfato de zinco (FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; VARELLA et al., 2003; ANUSAVICE, 2005c; SUZUKI, 2006; MEZZOMO; MASSA; SILVA 2007).

Para empregar os cimentos resinosos, enfrenta-se as indicações de limpeza e preparo do canal radicular. Estão indicados além de profilaxia com o ultrassom odontológico, os agentes quelantes (EDTA), aplicação de ácido fosfórico e outras manobras para retirar todos

os possíveis resíduos nos canais radiculares e também no material protético. Os agentes cimentantes resinosos duais (foto ativados e quimicamente ativados) apresentam-se em vantagens apesar de que sua aplicação exige uma sequência cuidadosa, mas que assegura um conjunto bem adaptado (FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; RIBEIRO et al., 2007).

Considerações sobre os efeitos negativos de resíduos de eugenol e agentes irrigantes como o hipoclorito; de que poderiam ser danosos concomitantemente ao uso de agentes cimentante resinosos ficam considerados como infundados. Considera-se ainda que a 4ª geração de sistemas adesivos (3 passos) é mais efetiva que a 5ª Geração (2 passos), e que os cimentos com ação autopolimerizante (*self-cure*) ou duplos (foto e autopolimerizante) dual, são eficientes em seus propósitos (FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; VARELLA et al., 2003; MEZZOMO; MASSA; SUZUKI, 2006).

2.7 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS DENTARIOS

As propriedades mecânicas são medidas de resistência do material à deformação ou fratura a partir de um carregamento aplicado. A resistência refere-se à capacidade de resistir às tensões desenvolvidas sem que haja fratura ou deformação permanente (plástica) que prejudique o desempenho do material em uso (MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005d).

O estudo do comportamento dos materiais perante a ação de forças é o que se pode chamar de propriedades mecânicas. A análise do comportamento da estrutura interna do material ante a ação de forças externas, passa a ser denominado de cargas (MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005a,b).

Avaliar os conceitos pela referência que os intui é bastante diferente de uma avaliação objetiva do ponto de vista de propriedades físicas ou mecânicas (FELBECK, 1971).

Assim, as propriedades mecânicas ficam melhor entendidas quando se baseiam na resistência do material quanto à deformação ou quanto à fratura que acontece sob a ação de uma força aplicada (FELBECK, 1971).

A ação destas forças ou cargas produz uma modificação, a qual denominamos de deformação mecânica. O resultado da deformação induz a uma tensão que se opõe as forças

externas. Quando a carga imposta é suficientemente grande irá superar a tensão máxima (suportável) e ter como consequência a ruptura da estrutura física do corpo, ou seja, da matéria, consequentemente do material, e separando as partes em determinada localização desorganizando os átomos e moléculas que o compõe (MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005c). A resistência refere-se a capacidade da prótese de resistir às tensões induzidas sem que haja fratura ou deformação permanente - deformação plástica (MACHI, 1987; ANUSAVICE, 2005c), que ocorrerá quando o limite elástico é excedido na prótese (ANUSAVICE, 2005b) (Figura 2.7.2).

Figura 2.7.2 O limite elástico recebe este nome porque se o ensaio for interrompido antes deste ponto e a força de tração for retirada, o corpo volta a sua forma original, como faz um elástico

Fonte: Camargo (2015) modificado de Macchi (1987)

Tais forças ou propriamente cargas são ainda especificadas em forças compressivas - quando estão atuando em uma mesma direção e sentido; tração - quando atuam em uma mesma direção e sentidos opostos e tangenciais ou de corte - quando as forças estão em posicionadas na mesma direção em planos paralelos e sentidos opostos (FELBECK, 1971; MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005b).

Respectivamente, haverá uma resistência compressiva ou de compressão para o primeiro caso, resistência à tração no segundo caso e finalmente resistência de corte ou tangencial (MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005b).

O estudo destas condições leva a determinação da resistência flexural ou do módulo de ruptura. E sendo assim, é possível conhecer as tensões e deformações que produzem as forças externas e também a tensão máxima que podem suportar, ou seja, qual é a sua resistência (MACCHI, 1980; ANUSAVICE, 2005b).

Resumidamente, pode-se dizer que as tensões desenvolvidas em um material podem ser de tração ou cisalhamento, mesmo diante de um carregamento de compressão (MACCHI, 1980).

A resiliência de um material pode ser definida como a capacidade de armazenar energia, sem deformação elástica (MACCHI, 1980). Ou como a quantidade de energia absorvida por unidade de volume de uma estrutura quando esta é tensionada até o seu limite de proporcionalidade (ANUSAVICE, 2005b). Ou ainda como a capacidade de um material absorver energia quando for deformado elasticamente e depois, com o descarregamento, ter essa energia recuperada (FELBECK, 1971).

As propriedades mecânicas podem estar baseadas na deformação elástica, sendo assim, existem várias propriedades mecânicas e parâmetros que são quantificados pelos resultados com os valores da deformação elástica entre as quais, o módulo de elasticidade ou módulo de Young (ANUSAVICE, 2005b).

O Módulo de Elasticidade quantifica a rigidez relativa de diferentes materiais restauradores onde em um gráfico de tensão versus deformação pode ser calculado pela razão entre a tensão e a deformação dentro do regime elástico (ANUSAVICE, 2005b).

Os pinos metálicos, quando aplicados imediatamente justapostos à dentina radicular, justamente porque apresentam em sua constituição módulo de elasticidade com uma grande diferença em relação ao da dentina, podem causar efeitos danosos à raiz dentária. Alguns autores idealizam empregar PIR com o mesmo módulo de elasticidade da dentina (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; FOKKINGA et al., 2006). A substituição por pinos de fibra de vidro aumenta a resistência do conjunto restaurador à fratura, pois tem módulo de elasticidade cujo valor é próximo ao da dentina (MITSUI et al., 2004; DIETSCHI et al., 2007; SANTOS FILHO et al., 2008; GIOVANI et al., 2009).

O Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young é um valor numérico que quantifica a rigidez relativa de um material, e é descrita no gráfico pela razão entre tensão elástica e deformação elástica (ANUSAVICE, 2005b).

Quando se avalia as propriedades mecânicas da dentina e dos materiais restauradores (PIR, núcleo e coroa metálica), o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young, apresentam valores bem distintos entre a dentina e o metal utilizado para a construção do PIR (ANUSAVICE, 2005b).

A deformação plástica ou permanente acontece porque o módulo de elasticidade dos materiais restauradores fica muito distante dos valores da dentina e pode desencadear tensões nos dentes restaurados, que são transmitidas integralmente ao sistema estomatognático (MORI et al., 1997; ANUSAVICE, 2005b).

O módulo de elasticidade do esmalte em dentes humanos é de 33,6 GPa, cerca de três vezes maior que o da dentina, que é de 11,7 GPa. O esmalte é mais rígido e friável que a dentina, e assim pode-se interpretar que a dentina é mais flexível e tenaz (ANUSAVICE, 2005b).

Em dentes caninos de canídeos selvagens a dentina em sua camada mais externa chega a apresentar um Módulo de Elasticidade da ordem de 14.000 MPa, ou 14 GPa (FREEMAN, 2007). Freeman (2006), ao tentar determinar resistência à fratura do dente canino de coiotes selvagens não encontrou referências na literatura e utilizou valores de dentes caninos humanos, quando registrou 63,9 GPa para o esmalte e 19,7 GPa para a dentina. Os valores de resistência nos testes foram 35% maiores para animais adultos do que em animais jovens, posto que em animais jovens o diâmetro da câmara pulpar é maior, o que enfraquece a parede dentinária (FREEMAN, 2006).

As propriedades mecânicas das estruturas e dos biomateriais estarão representadas pelos coeficientes de Poisson – valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial e os Módulos de Elasticidade - representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material.

As forças mastigatórias de cada indivíduo não são mensuradas para que se determine a necessidade de uma especificidade de materiais para cada paciente. De uma forma geral as magnitudes destas forças mastigatórias não são conhecidas. Assim, o dentista protesista não pode prever as tensões que serão induzidas nos aparelhos restauradores (ANUSAVICE, 2005b).

Ainda se tem que avaliar que os materiais friáveis são muito mais suscetíveis aos defeitos superficiais e internos. As resistências à tração são muito menores que as resistências à compressão, mesmo assim as resistências compressivas são citadas mesmo

considerando-se que a maioria dos materiais friáveis (amálgamas, resinas compostas, cimentos) raramente falham sob as tensões de compressão. Mesmo assim, deve-se raciocinar embasado nos valores e conceitos de resistência à flexão, quando ocorrem forças trativas e modo de fratura por tração (ANUSAVICE, 2005b).

Os materiais odontológicos devem ser selecionados com base na comparação de suas propriedades, e ainda escolhidos com vistas aos valores mais baixos de resistência e não aos valores médios, e ainda quanto a forma de “desenhar” uma prótese que possa resistir à fratura com um diferenciado nível de confiança (ANUSAVICE, 2005b).

Compreender estes princípios biomecânicos e seus conceitos básicos (Módulo de Elasticidade, tensão elástica, tensão plástica, resiliência) e aplicá-los na escolha do conjunto restaurador para sua melhor indicação é importante para projetar restaurações que propiciem maior resistência e retenção (POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009).

A observância dos valores e dados de um material dentário é encontrada em especificações da ADA e da ISO (*Internacional Organization for Standardization*). Os dentistas devem e podem confiar de modo razoável nestas especificações (ANUSAVICE, 2005a).

2.8 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Historicamente o desenvolvimento da análise de elementos finitos remonta a Gauss⁶ e seus estudos que possibilitaram transformar funções de aproximação (fórmulas e equações) para solucionar problemas matemáticos. No século XX o interesse em desenvolver um projeto para a Boeing, propôs pela primeira vez um método de análise estrutural similar ao Método de Elementos Finitos, e pela primeira vez este nome foi utilizado (FRANCO et al., 2006; SILVA et al., 2009).

⁶ Johann Carl Friedrich Gauss (1777-1855), foi um matemático, astrônomo e físico alemão que contribuiu muito em diversas áreas da ciência, dentre elas a teoria dos números, estatística, análise matemática, geometria diferencial, geodésia, geofísica, eletroestática, astronomia e óptica.

O estudo do efeito das cargas (forças) aplicadas aos dentes apresenta grande interesse científico e o efeito das tensões sobre as áreas de stress poderá ser avaliada envolvendo metodologias variadas (LOTTI et al., 2006).

Todas as partes estruturais do estudo terão que estar definidas, para que o objeto seja desenhado graficamente em um programa de computador específico. A morfologia das estruturas modeladas pode estar baseada em atlas de anatomia, tomografias computadorizadas, crânios secos e/ou dentes extraídos (LOTTI et al., 2006).

Para obter o resultado relacionado com o comportamento mecânico dos materiais, utiliza da técnica de particionamento do problema complexo em elementos simples, chamados de elementos finitos, os quais representam uma simplificação, tanto em termos de geometria quanto da descrição do comportamento físico (LOTTI et al., 2006).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados em solução de equações de engenharia que descrevem o comportamento mecânico de certos materiais, sujeitos a determinadas situações, todas previsíveis por hipótese (LOTTI et al., 2006).

De um modo simplificado, a discretização consiste no procedimento de dividir o problema complexo, cujo comportamento como tal é desconhecido, em uma série de problemas pequenos, cujo comportamento é conhecido, mas não completamente igual ao do problema complexo, somente parecido o suficiente para levar a uma solução cujo desvio é pequeno o suficiente para se considerar sua validade localmente. Assim, somados todos os resultados se obtém uma solução próxima à complexa (LOTTI et al., 2006).

O MEF é utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas, e devido a sua grande aplicabilidade, especialidades da odontologia como Prótese e Materiais Dentários, quando desejam analisar carga, por exemplo, as compressivas, tensões e testes de resistência, lançam mão destes resultados obtidos com o estudo de elementos finitos.

O MEF parte de um modelo matemático e que, como tal, precisa de confirmação experimental para que possa ser confiável para ser utilizado como parâmetro de estudo em condições quantitativas, no entanto, seu uso qualitativo pode ser implementado, desde que

observadas limitações na interpretação dos resultados e aplicado apenas a estudos comparativos.

A subdivisão do problema complexo em unidades simplificadas repetitivas pode representar o problema com algum grau de precisão aceitável. Matematicamente a discretização possibilita a representação de uma situação com grau de complexidade desconhecido por meio de unidades simples em equações conhecidas com grau de erro aceitável. Assim, dividir o problema complexo, cujo comportamento como tal é desconhecido, em uma série de problemas pequenos, cujo comportamento é conhecido, mas não completamente igual ao do problema complexo, somente parecido o suficiente para levar a uma solução cujo desvio é pequeno o suficiente para se considerar sua validade localmente. Finalmente somados todos os resultados se obtém uma solução próxima à complexa (LOTTI et al., 2006).

As diferenças entre os módulos de elasticidade dos pinos e da dentina podem ser o grande motivo de desastres que levam a fraturas por tensão na distribuição destas forças (PIERRISNARD et al., 2002; FRANCO et al., 2006; LOTTI et al., 2006; SILVA et al., 2009). Estas diferenças podem afetar efetivamente os resultados para o sucesso ou o insucesso (SILVA et al., 2009).

Os fenômenos resultantes das aplicações de forças podem ser elásticos não lineares - quando após a deformação ocorre retorno à condição de origem sem seguir um padrão; ou plásticos - quando uma deformação acontecer sem retorno à condição de origem; fenômeno elasto-plásticos - quando comportamentos simultâneos elásticos e plásticos são identificados; e fenômenos visco plásticos - quando ocorrer uma deformação sem retorno a sua condição de origem e está dependente do fator tempo de ocorrência (LOTTI et al., 2006).

Há ainda que se considerar propriedades isotrópicas ou anisotrópicas (isotrópicas quando as suas propriedades mecânicas forem as mesmas em todas as direções; anisotrópicas quando estas propriedades diferem em todas as direções) destes materiais. Os resultados serão obtidos com a aplicação de forças e a análise destes resultados é representada por uma distribuição de cores onde as tonalidades podem significar área de tensão ou de deslocamento (PIERRISNARD et al., 2002; FRANCO et al., 2006; LOTTI et al., 2006; SILVA et al., 2009).

As análises também poder ser feitas ancoradas nas tensões de Von Misses, que representam a média das tensões resultantes em toda as direções, e assim localizar os pontos de maior tensão. Estas análises podem ser bidimensionais ou tridimensionais (PIERRISNARD et al., 2002; FRANCO et al., 2006; LOTTI et al., 2006; SILVA et al., 2009).

HIPÓTESE

3 HIPÓTESE

O presente estudo verificou as seguintes hipóteses:

1. Demonstrar que um sistema de pinos intrarradiculares reto com núcleo ferulado e coroa metálica ferulada situado no terço reto do canal radicular pode ser mais eficiente que o sistema com o pino intrarradicular curvo situado em toda a extensão do canal radicular.
2. Qual o cimento mais eficiente utilizado nas interfaces: o cimento de fosfato de zinco ou o cimento resinoso dual.

4 OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos:

1. Avaliar a retentividade do conjunto protético: coroa (estojada) núcleo (estojado) e PIR reto e curvo;
2. Identificar o conjunto com maior resistência à fratura entre o uso de pinos intrarradiculares retos (cimentados no terço retificado das raízes) e curvos (cimentados ao longo do eixo do dente), ambos com núcleo e com coroas metálicas ferulados;
3. Identificar diferenças de resistência ao se utilizar o cimento de fosfato de zinco e o cimento resinoso dual (polimerização química e foto- ativada);
4. Comparar os resultados da Análise Biomecânica com a Análise de Elementos Finitos.

MATERIAL E MÉTODOS

5 MATERIAL E MÉTODOS

Para testar a resistência à fratura de dentes caninos de cães (104) a partir do modelo original - padronizada através da obtenção de uma cópia-prima- foi utilizado um molde de resina acrílica quimicamente ativada (RAQA).

Sequencialmente foi possível obter réplicas de dentes com simulação de fratura coronal, e que passaram a ser denominada de raiz-réplica.

Com o molde de RAQA JET[®] desenvolveu-se a técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável TPH₃spectrum^{®7} da Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências, em 2011.

O molde em RAQA JET^{®8} foi obtido com base na técnica da construção de próteses pelo método de inclusão em mufla. Por ser transparente permitiu a ação catalisadora da luz azul do fotopolimerizador Ultralux^{®9} Dabi Atlante, e as réplicas de resina composta foram copiadas simulando uma fratura com pouco remanescente coronal. A restauração protética para este tipo de fratura deve receber um núcleo com pino intrarradicular (reto ou curvo) com núcleo e coroa metálica, objetivo desta pesquisa.

O conjunto da raiz-réplica com o seu respectivo pino intrarradicular com núcleo e coroa total foram cimentados com dois tipos de cimento; o fosfato de zinco (SSWHITE) e outro resinoso dual (ALL CEM FGM). Depois de adaptados e cimentados foram incluídos em tubos padronizados de PVC, com 24 mm de comprimento que passaram a ser denominados de corpo de prova.

Os corpos de prova foram inseridos temporariamente e de forma aleatória durante o teste biomecânico em um bloco de alumínio para uniformizar o posicionamento e testados em uma Máquina Universal Kratos onde se obteve a avaliação de resistência biomecânica à fratura.

O molde em acrílico foi representado pelas partes: resina acrílica removível, ou superior (A), a base acrílica inferior (B); fixada na parte rígida da dobradiça (C); onde se

⁷ Resina Composta Fotopolimerizável TPH₃spectrum[®] Dentsply Ind. e Com.Ltda – Petrópolis – RJ – Brasil.

⁸ Resina acrílica quimicamente ativada RAAQ Jet[®] - Artigos Odontológicos Clássico Ltda – Campo Limpo Paulista - SP - Brasil

⁹ Fotopolimerizador Ultralux[®] Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda. – Ribeirão Preto – SP- Brasil

ajustou o núcleo fixador do pino intrarradicular responsável por formar o canal radicular da réplica (C1); ajustado pela capa fixadora (D) apertado pela chave de fenda (E) o parafuso (F).

Figura 5.1.

Figura 5.1 – Descrição dos componentes do Molde 1 em seu conjunto: acrílico superior (A), acrílico inferior (B) que sustenta a base metálica (C), pino e núcleo (C1) e a parte metálica superior do fechamento e posicionamento do conjunto (D), chave de fenda (E) para o ajuste do parafuso da dobradiça (F)

As réplicas foram obtidas pelo preenchimento do leito do molde com a resina composta, aplicada em um único segmento. Após a acomodação espontânea em sua primeira fase, o segmento foi adaptado com auxílio de uma espátula plástica para resina composta JON[®], seguido do fechamento do molde acrílico e fotopolimerização.

As 40 raízes-réplicas da Dissertação de Mestrado demonstradas na Figura 5.2. foram utilizadas no desenvolvimento dos testes pilotos iniciais para pinos retos e curvos deste projeto atual.

Figura 5.2 - Apresentação das 40 raízes-rélicas obtidas com a Técnica de Replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir do molde de resina acrílica autopolimerizável - RAQA. (Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação)

5.1 DESENVOLVIMENTO DA TÉCNICA COM AS RÉPLICAS NO TESTE PILOTO

Com o molde (Figura 5.1), as raízes-rélicas obtidas exibiam uma padronização anatômica desejada da raiz e também do remanescente coronal fraturado.

Durante o desenvolvimento dos testes piloto as quarenta réplicas obtidas foram obturadas pelo método convencional de obturação de canais radiculares utilizando-se cones de guta-percha n°40 e cimento obturador Sealer 26 ambos da Dentsply^{®10} e preparadas para receber o pino intrarradicular apresentada em (E) película radiográfica. A aparência externa da raiz-réplica em resina composta, antes de ser usinada (A); pino formador do canal radicular de cada raiz-réplica (B); com o núcleo (C) responsável pela fixação do conjunto no

¹⁰ Sealer 26 Dentsply® Dentsply Ind. e Com Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

molde e impedir a rotação do conjunto; a porção coronal das raízes-réplicas (D) podem ser identificadas na sequência com a Figura 5.3.

Figura 5.3 - Apresentação em (A) da aparência externa da raiz-réplica em resina composta, antes de ser usinada; pino formador do canal radicular de cada raiz-réplica (B); com o núcleo (C) responsável para fixação do conjunto no molde e impedir a rotação do conjunto; a porção coronal das raízes-réplicas (D); e as raízes-réplicas obturadas e preparada para receber o PIR-R(E)

Fonte Camargo, S. 2014

Com a Fresa PM Carbide Dedeco^{®11}, adaptada em ponta reta e Micromotor da marca Dabi-Atlante^{®12} reduziu-se as aparas decorrentes do corpo da raiz. (item C da Figura 5.4)

Com a utilização de pontas diamantadas específicas para uso em alta rotação (FG Sorensen^{®13} n.4138 - 3118 FF - 2135FF e 718 FF) acopladas em canetas de alta rotação FG Dabi-Atlante^{®14} realizou-se o preparo cirúrgico do remanescente coronal dando forma ao remanescente coronal. A sequência de acabamento pelo uso da granulometria oferecida pelo instrumento, permitiu a construção do biselamento adequado para configurar o preparo cirúrgico do remanescente dentário (Figura 5.4, item A e B).

¹¹ Fresa PM Carbide Dedeco[®] - Coneodonto Ind. e Com. Produtos Odontológicos EPP- São Paulo –SP- Brasil.

¹² Micromotor Dabi-Atlante[®] – Dabi Atlante Industria Médico-Odontológicas Ltda. – Ribeirão Preto – SP- Brasil

¹³ Pontas Diamantadas KG Sorensen[®] - Medical Burs Industria e Comércio de Pontas e Brocas cirúrgicas Ltda Cotia – SP – Brasil.

¹⁴ Alta rotação FG Dabi-Atlante[®] – Dabi Atlante Industria Médico-Odontológicas Ltda – Ribeirão Preto – SP- Brasil

Figura 5.4 - Preparo cirúrgico da raiz-réplica. Com broca 4138 (A); 3118F (B); apresentação sem o preparo coronal (C1) e com o preparo coronal (C2) do remanescente (C) e vista superior do remanescente sem preparo (D1) e com o preparo (D2) (D)

5.2 METODO DE INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS RADICULARES

5.2.1 Pinos Retos

Findos os testes piloto com as raízes-réplicas, o molde de RAQA, foi re-utilizado para copiar especificamente as 40 raízes-réplicas destinadas ao preparo para os Pinos intrarradiculares retos: - PIR-R, e posteriormente foi denominado de Molde 1, para efeito de identificação e utilização.

Primeiro realizou-se a instrumentação para produzir a forma cirúrgica do canal radicular tanto do pino intrarradicular reto, quanto para o pino intrarradicular curvo. Para desobturar os canais radiculares das raízes-réplicas pilotos em sua porção retificada, utilizaram-se as brocas de baixa rotação Gates-Glidden® Dentsply^{®15} números 2 a 6.

¹⁵ Gates-Glidden Dentsply® - Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

As técnicas usuais indicadas no preparo cirúrgico não seriam eficientes, pois a porção radicular não era mineralizada em seus componentes naturais, e sim artificialmente: composta de material resinoso e micropartículas de carga. A composição destas raízes representada pela resina composta TPH₃ não permitiu o recurso auxiliar dos agentes químicos como hipoclorito de sódio 1,0 % da Biodinâmica^{®16}, EDTA Biodinâmica^{®17}, OU ENDO-PTC Biodinâmica^{®18}.

A resina composta TPH₃spectrum Dentsply^{®19}, micro particulada dificultava a utilização das brocas convencionais e também o sistema White-Post DC^{®20}.

Havia um superaquecimento ao se utilizar as brocas. Uma camada resinosa ficava aderida no contorno laminar da broca resultando na perda de ação de corte. A irrigação com água ou soro fisiológico não favorecia o desenvolvimento do preparo.

Para o canal reto, conseguiu-se algum resultado com pontas diamantadas 4138 KG Sorensen[®] em alta rotação alternadamente em baixa rotação com o artifício do adaptador. A proporção foi de uma ponta para cada 2 a 4 preparos, com substituição por outra nova pela incapacidade de produzir o resultado esperado.

Os testes iniciais dos pinos intrarradiculares retos, onde se obteve uma relativa boa moldagem e que foram levados a cabo com a fundição resultaram em peças com um grande residual de cinzas causando falhas no corpo do pino que não poderiam ser reparadas.

Assim, um novo procedimento foi desenvolvido no preparo dos pinos intrarradiculares retos para que fossem viáveis após a fundição.

5.2.2 Pinos Curvos

Para a instrumentação do canal radicular curvo, depois de desobturado o segmento retilíneo, o preparo anatômico deveria ser alcançado com instrumentação por limas endodônticas da série especial (40, 50 e 60 – K-Flexofile Dentsply^{®21}) curvadas manualmente e, na sequência, auxiliadas pelo sistema de endodontia rotatória de NiTi (níquel titânio)

¹⁶ Líquido de Nilton 1% (Hipoclorito de Sódio 1%) Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda. Ibiporã – PR -Brasil

¹⁷ EDTA Trissódico Biodinâmica[®] - Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda. Ibiporã – PR -Brasil

¹⁸ ENDO-PTC Biodinâmica[®] - Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda. Ibiporã – PR -Brasil

¹⁹ Resina Composta Fotopolimerizável TPH₃spectrum[®] Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil

²⁰ WhitePost DC FGM[®] - FGM Produtos Odontológicos – Joinville – SC – Brasil

²¹ Lima Endodôntica K-Flexofile Dentsply[®] 31mm Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

Protaper® Dentsply^{®22} para finalizar a forma e manter assim a real conicidade e curvatura apresentada pelo canal radicular do elemento dental.

Mais uma vez a estrutura resinosa e micro particulada da resina TPH₃spectrum Dentsply[®] impediu o uso desta manobra. Foi impossível o isolamento adequado das interfaces - ambas resinosas - mesmo com a utilização dos isolantes para materiais acrílicos e vaselina.

A semelhança de material das interfaces das raízes replicadas com os materiais para a moldagem indireta –resinosa - associada à longa curvatura do dente - que retinha a porção final do silicone inserido - não permitiu retirar a moldagem que resultaria no pino.

A solução veio com o uso do material de moldagem Zetalabor^{®23}. Obteve-se uma raiz-réplica em Zetalabor e na sequência outra raiz-réplica em gesso tipo IV para troques Zhermack^{®24}. Isto tornou possível copiar um canal intrarradicular curvo em cêra para casquetes, fundi-lo com os parâmetros de medidas das brocas FG Sorensen[®] 4138 para ser utilizado e obter todas as raízes-réplicas para o experimento com pino curvo (Figura 5.5).

Figura 5.5 - (A) Raiz-réplica em Zetalabor - originária do molde; (B) Raiz-réplica em Zetalabor[®] que originou o modelo em gesso tipo IV Zhermack[®]; (C) modelo em silicone do pino intrarradicular obtida da réplica em gesso; (D) o pino metálico originário do modelo em cera fornecido pela raiz replica em gesso

Fonte: Camargo,S 2014

²² Sistema Rotatório Protaper Dentsply® Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

²³ Zetalabor®-Zhermack Technical Silicone polisiloxano - Via Bovazecchino 100 –Badia Polesine (Rovigo) Itália – importado por Labordental Ltda. – Av.Aratãs 164 – São Paulo- SP.

²⁴ Zhermack® Via Bovazecchino 100 –Badia Polesine (Rovigo) Itália – importado por Labordental Ltda. – Av.Aratãs 164 – São Paulo- SP.

Com a moldagem em silicone do canal radicular da raiz-réplica em gesso, fundiu-se um novo pino metálico nas medidas necessárias e um molde em silicone possibilitou reproduzir os outros 40 coppings do pino curvo. Com este padrão e levados a fundição cada raiz-réplica com os seus respectivos pinos intrarradiculares curvos passaria a fazer um par único (Figura 5.6).

Figura 5.6 - (A) O pino intrarradicular curvo fundido para servir de origem aos demais pinos obtidos com o molde em silicone (B); aspecto final em cera de cada pino intrarradicular curvo utilizado na fundição (C). O ponto azul marcado foi realizado para orientar o local de corte, e assim ficar definido núcleo e pino intrarradicular

Fonte: Camargo, S. 2014

5.2.3 Molde 1 para os Pinos Retos e Molde 2 Para os Pinos Curvos

Um novo molde de RAQA foi construído com a finalidade de obter raízes-réplicas com os seus respectivos pinos curvos. Denominado de Molde 2, foi obtido pelo processamento de inclusão em mufla exclusivamente para a construção das raízes-réplicas com pinos intrarradiculares curvos.

Os pinos metálicos curvos obtidos tinham já a conformação do núcleo com um apêndice superior [acompanhe Figura 5-6 (A) e 5-7 (B-C)]. Para a reprodução das raízes-réplicas, a solução foi a de adaptar ao molde de acrílico, uma base de encaixe em Zetalabor®, e com este artifício fixar o pino no padrão do molde de acrílico impedindo as variáveis de

deslocamento e rotação do pino, acompanhe o detalhe na Figura 5-7 (C) O resultado de conjunto manteve a uniformidade e padronização na obtenção das raízes-réplicas com canais curvos simultaneamente com o respectivo pino curvo intrarradicular. Com o molde 2, cada raiz-réplica estava acompanhada de seu respectivo pino intrarradicular curvo e resultando em um canal radicular previamente moldado. A diferença entre os moldes 1 e 2 e seus respectivos pinos segue demonstrada na Figura 5.7.

Figura 5.7 – Em (A) observe o pino intrarradicular com a fixação metálica no Molde 1 e em (B) no Molde 2 o pino intrarradicular que vai acompanhar cada réplica-raiz, posicionado no metal pelo atributo da capa de silicone em Zetalabor®; em (C) notar a capa relativamente afastada para demonstrar que o pino intrarradicular acompanha cada nova raiz-réplica

Fonte: Camargo. S. 2014

Com tal recurso alcançou-se a solução para que, através do pino intrarradicular do Molde 2, simultaneamente ocorresse a obtenção do canal radicular (e cirúrgico) curvo de cada raiz-réplica, bem como automaticamente se obtivesse o PIR-C, individualmente acompanhando cada nova raiz-réplica resultante. Esta manobra possibilitou raízes-réplicas com canal radicular curvo, sem os procedimentos auxiliares de preparo cirúrgico. Esta decisão foi tomada conscientemente pelo motivo de que as réplicas não poderiam ser instrumentadas e moldadas pelos métodos convencionais conhecidos, em uma raiz artificial de resina composta e tal instrumentação não era objetivo de técnica desta pesquisa.

5.3 PINOS INTRARRADICULARES RETOS

Os canais radiculares das raízes-réplicas foram obturados convencionalmente com cones principais de guta-percha 40 a 50, cones acessórios de guta-percha ambos Dentsply^{®25}, e preenchidos pelo cimento obturador de canais radiculares à base de Hidróxido de Cálcio e Óxido de Bismuto, aglutinado por Resina Epóxi, Sealer 26 Dentsply^{®26}.

O canal radicular foi desobturado no terço coronal em sua porção retilínea com brocas Gates-Glidden números 2-6, Maillefer Dentsply[®] sem permitir a ocorrência de deslocamento ou a projeção da instrumentação para fora do canal radicular original (Figura 5.8).

Figura 5.8 - Demonstração da desobturação da raiz (réplica) em resina utilizando broca de Gates-Glidden nº3 acoplado em contra ângulo e micromotor Dabi-Atlante[®]

²⁵ Guta-percha Dentsply[®]- Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

²⁶ Resina Epóxi, Sealer 26 Dentsply[®] - Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

Para a instrumentação cirúrgica do canal radicular foi utilizada uma ponta diamantada nº4138 F de alta rotação FG SORENSEN® acoplada em um mandril Microdont®²⁷ (prolongador) e mantidas com o comprimento estabelecido na medida de 16-17 mm com auxílio da régua milimetrada e do posicionamento do “stop”. Tais brocas foram utilizadas em canetas e contra ângulo de baixa rotação Dabi-Atlante® (Figura 5.9).

Figura 5.9 - (A) Demonstração do posicionamento da broca FG 4138 sobre a régua milimetrada com comprimento de utilização sob a demarcação do stop de silicone. Notar a ponta com o residual resinoso aderido à granulação. Em (B) a demonstração da broca FG 4138 acoplada em mandril prolongador para uso em contra ângulo de micromotor com baixa-rotação (BR) para preparar cirurgicamente o canal reto após a desobturação

Os canais radiculares para receber um pino intrarradicular metálico foram instrumentados e preparados individual e manualmente para que se mantivesse uma semelhança para canais radiculares retos. As brocas foram acopladas em um mandril, com o objetivo de prolongar o comprimento da broca de alta rotação FG Sorensen nº4138 (Figura 5.9 e Figura 5.10).

²⁷ Mandril Microdont® Indústria Com. Produtos Odontológicos - Socorro- SP - Brasil

Figura 5. 10 – Apresentação de piloto com o preparo cirúrgico realizado com uma ponta diamantada KG Sorensen® 4138. Em (A) posicionamento com a ponta preenchendo o canal radicular da raiz-réplica; e em (B) a forma obtida com o preparo da ponta diamantada

Fonte: Camargo, S. 2014

Com esta manobra manteve-se uma instrumentação padronizada no preparo do canal. Com a moldagem em silicone fluido Perfil^{®28} do canal radicular, possibilitou gerar o pino reto e posteriormente um “troquel em gesso” para cada réplica dentária em resina composta e o pino reto foi novamente moldado (no canal do troquel) pelo método indireto utilizando-se resina acrílica autopolimerizável, pela Técnica de Nealon.

Para moldar o canal radicular com silicone fluido; utilizou-se de um propulsor - lentulo n°40²⁹ (Dentsply[®]) que foram previamente montados em um sistema gabaritado para permitir uniformidade no posicionamento dos conjuntos a serem obtidos, resultando em um novo elemento invertido que copiava o preparo, a linha de término - fator crucial para sucesso de resultados com adaptação (Figuras 5.11 e 5.12).

²⁸ Perfil® Silicone Fluido – Vidente[®] - Siliconas e catalizadores – Rua Pesqueira 26 Bonsucesso – Rio de Janeiro – RJ -Brasil

²⁹ Lentulo n°40²⁹ (Dentsply[®]) - Dentsply Ind. e Com. Ltda. – Petrópolis – RJ – Brasil.

Figura 5.11 – Lubrificação do canal radicular da raiz-réplica (A); Aplicação do silicone fluido com auxílio de um propulsor (B); Aspecto do resultado com um pino metálico inserido para auxiliar no posicionamento da moldagem após a retirada do canal (C); nova moldagem com gabarito para transferência e posicionamento final da moldagem do canal radicular (E)

Após a fundição, observou-se que o resíduo de cinzas do silicone modificava a uniformidade metálica do pino. Isto alterou o resultado de qualidade, pois não se podia permitir fragilidade na fundição. Assim com os canais copiados em silicone, uma nova moldagem foi produzida para que se obtivessem os troqueis em gesso para ter o resultado final do material em resina Dencrilay[®] que não deixava resíduos.

Com a obtenção do pino em silicone (fixado por um pino plástico para conferir resistência), cada conjunto seguiu envolvido por uma fita crepe de 30 mm, marca 3M[®], onde foi vertido gesso-pedra para permitir o envase e obtenção dos troqueis (Figura 5.12).

Figura 5.12 - Sequência do método de obtenção do troquel para moldagem do pino intrarradicular reto com o respectivo núcleo, a partir de um gabarito para posicionamento da raiz (A), proteção com fita adesiva (B) e o resultado obtido com o troquel (C)

Os pinos retos foram obtidos pelo método indireto com a resina acrílica para esculturas com a Técnica de Nealon (Figura 5.13).

Figura 5.13 - Sequência com a demonstração da Técnica de Nealon para o pino intrarradicular reto A e B, e em C com o gabarito para a resultar em formas padronizadas de núcleo dos pinos retos

O acabamento manual com cera plástica para casquetes ASFER^{®30} tem o objetivo de conferir uma uniformidade no acabamento (Figura 5.14).

Figura 5.14 - Sequência do acabamento dos núcleos com a cera para casquetes (A) e o troquel com o respectivo pino intrarradicular reto e núcleo em cera (B)

Para cada troquel que representava uma raiz-réplica em resina composta TPH3 obteve-se o seu respectivo pino em resina para ser fundido. Prontos e numerados, todos os pinos obtidos foram entregues ao Laboratório de Prótese e fundidos em Níquel-Cromo Molibdenium Remaniun[®] CSe, livre de Berílio (Figura 5.15).

³⁰ Asfer[®] - cera plástica para casquete - Av. Antônio da Fonseca Martins, 426, São Caetano do Sul - SP, 09581-020

Figura 5.15 - Pinos retos com os respectivos núcleos em cera montados sobre o “sprue” formando a árvore de fundição (A) e após o processo de fundição pelo método da cera perdida, em Laboratório Protético (B)

5.4 PINOS INTRARRADICULARES CURVOS

Instrumentar um canal radicular que resulte em um preparo cirúrgico uniforme, porém curvo, longo e com uma extensão de 27 mm e no ápice radicular com menor diâmetro, causou restrição de cópia tanto pela técnica indireta de Nealon, quanto pelo uso do silicone fluido.

O interesse em utilizar toda a extensão da curvatura do canal, não permitiu a introdução de um fio rígido com a finalidade de manter a posição necessária para os procedimentos usuais do laboratório protético, causando distorções na obtenção do pino intrarradicular curvo.

A instrumentação do preparo do canal radicular curvo foi inviável pelos métodos convencionais. O uso de limas progressivas tipo Niti Protaper Dentsply® que permitiria uma orientação de instrumentação coroa-ápice acompanhando a curvatura do elemento dental não foi eficiente no desgaste do preparo uma vez que o material das raízes era constituído de resina composta e não favoreceu o uso de instrumentação química como o do EDTA® ou do hipoclorito de sódio 1%. Outros instrumentos correspondentes – limas endodônticas manuais, causavam desgaste não uniforme, sulcos indesejáveis dificultando manter a

anatomia curva o mais natural possível e que contemplasse um “pino intrarradicular cirúrgico, curvo, e longo para o canal radicular curvo.

A moldagem deste canal radicular curvo com silicone fluido, na extremidade mais fina do mesmo, prendia-se e era retirado com falhas.

Durante os testes de fundição, resíduos de silicone, mantido nas cinzas, desenvolveu bolhas e defeitos consideráveis nos pinos resultantes sem chances de correção por tratar-se de estrutura delicada.

Especificamente, a prioridade ou o objetivo desta pesquisa não se restringia a forma de obtenção dos pinos curvos. Importavam os resultados biomecânicos de dentes fraturados com pouco remanescente coronal e restauradas com uma padronização para o uso de pinos intrarradiculares curvos. Com estas impossibilidades técnicas, a solução escolhida foi utilizar um pino intrarradicular que simultaneamente fosse responsável pela construção do canal radicular de cada réplica, e ainda transferisse para o mesmo as medidas de diâmetro que representariam o preparo do canal radicular curvo.

Na sequência das figuras 5.5, 5.6 e 5.7 encontram-se definidas as explicações sobre a transferência de medidas da broca FG Sorensen nº4138, para o modelo de pino intrarradicular curvo e assim obter um promotor de canal radicular para as raízes-réplicas curvas sem necessidade de instrumentação posterior.

As Figuras 5.16 e 5.17 apresentam os coppings dos pinos em cera, arranjados na árvore de fundição, e posteriormente o resultado da fundição com o bruto de fusão. Método padronizado com as técnicas protéticas. Depois de preparados, foram usinados e polidos.

Figura 5.16 - Apresentação do coping dos pinos intrarradiculares curvos em A; fixados na árvore de fundição -sprue - em B; e o bruto de fusão em C

Figura 5.17 – Observe em (A) o modelo do coping em cera plástica (vermelha) para casquete Asfer; na sequência em (B) os pinos intrarradulares curvos usinados e polidos, com os respectivos núcleos ferulados, obtidos em fundição pelo método da cera perdida

Fonte: Camargo, S. 2014.

Com o molde de acrílico nº 2, o pino responsável pelo canal radicular individualmente, passou a ser o pino intrarradicular curvo (PIR-C), resultou assim em cada cópia com o seu pino intrarradicular curvo. Tecnicamente utilizou-se o pino como se já tivesse acontecido o preparo cirúrgico.

Desta forma, as réplicas em resina composta fotopolimerizável TPH3 para os pinos curvos foram obtidas dentro de uma mesma padronagem, sem a dificuldade da instrumentação e sem a possibilidade de causar alterações significativas em cada unidade da réplica (Figuras 5,6 e 7 e Figuras 5.18 e 5.19).

Figura 5.18 – Molde 2 em RAQA (Resina Acrílica Quimicamente Ativada). Demonstração do posicionamento do pino, isolado (A), ajustado na capa de silicone (B) e posicionado para fixação na parte metálica do molde 2- (C)

Fonte: Camargo, S. 2014.

Figura 5.19 - Molde de resina acrílica, com o pino formador do canal radicular (pino intrarradicular curvo) e o segmento de resina composta fotopolimerizável TPH3 sendo acomodado no leito transparente. Desta forma, obteve-se cada raiz com o seu respectivo pino intrarradicular e núcleo perfeitamente adaptados.

Esta adaptação técnica, favoreceu a obtenção da raiz-réplica com o seu respectivo pino intrarradicular curvo e núcleo perfeitamente adaptados conforme demonstrados na Figura 5.20.

Figura 5.20- Apresentação das réplicas em resina composta fotopolimerizável, com o seu respectivo pino intrarradicular curvo e núcleo. Note a parte superior a projeção de encaixe posteriormente cortada e a coroa usinada para acabamento em laboratório protético.

Fonte: Camargo, S. 2014

Durante os testes piloto para confecção das 40 raízes-réplicas com os PIR-C diretamente adaptados, obteve-se um indesejável “ajustamento” de medidas entre as interfaces do pino intrarradicular curvo, e o canal radicular da réplica. Esta justa-adaptação das interfaces dificultou o manuseio de inserção do pino e promovia alterações na cimentação principalmente com o cimento de Fosfato de Zinco SSWhite®.

A solução encontrada foi a de sobrepor uma camada adicional de cera plástica após o pincelamento de Desmoldante Jet® util no isolamento das interfaces sobre cada pino intrarradicular. A “fina camada” de cera vermelha plástica para casquete Asfer® aplicada permitiu formar um espaço suficiente para manusear a retirada e também no preenchimento das interfaces cimentadas. Assim, cada nova raiz réplica foi construída com esta modificação que solucionou a dificuldade da adaptação do conjunto nas demais operações de manuseio da raiz-réplica com o pino intrarradicular, núcleo e coroa metálica (Figura 5.21).

Figura 5.21- Em (A), demonstração da aplicação do desmoldante (isolante) Jet® para facilitar a separação entre as interfaces e em (B) a aplicação da camada de cera vermelha, plástica para casquete Asfer® para permitir o espaçamento desejado

Com um “n” igual a 80, as raízes-réplicas ficaram definidas em duas partes: sendo 40 raízes-réplicas com seus respectivos pinos intrarradiculares retos, núcleos e coroas e 40 raízes-réplicas com seus respectivos pinos intrarradiculares curvos, núcleos e coroas.

Os componentes de cada raiz-réplica seguem demonstrados na Figura 5.22, onde pode se observar a similaridade de formato para as raízes-réplicas, bem como dos componentes de férula para núcleo e coroa.

Figura 5.22 - Apresentação do conjunto pino intrarradicular reto com núcleo e coroa (A); pino intrarradicular curvo, seu núcleo e a coroa (B) com as respectivas raízes-réplicas em resina composta. Observe as férulas em núcleo e coroa assinaladas com as setas

Fonte: Camargo, S. (2014)

Observou-se a necessidade de preparar o conjunto garantindo a criação de uma folga para a simulação do ligamento periodontal. Utilizando o mesmo artifício aplicado sobre os

PIR-C para manter um espaçamento de interfaces do PIRC no canal radicular, recorreu-se a adaptação de uma camada de cera para recobrir a raiz-réplica. O espaço da película de cera sobre a raiz-réplica e a posterior retirada decorrente do procedimento de inclusão com a resina acrílica quimicamente ativada no PVC do corpo de prova garantiu no passo seguinte a criação de uma folga importante para a simulação do ligamento periodontal.

Técnicamente isto foi possível com a adição de uma camada de cera líquida uniforme e padronizada com o Aparelho para derretimento de cera CE-3 EPO³¹ aplicada sob imersão do conjunto em cada uma das raízes-réplicas.

O espaçamento obtido na retirada permitiu inserir o material de impressão à base de poliéter ImpregumTM Soft 3M[®] que simulou a presença do ligamento periodontal(Figura 5.23).

Figura 5.23 - Demonstração da aplicação da camada de cera líquida (A) para permitir um "espaço" no procedimento de inclusão no acrílico e útil para o artifício da simulação do ligamento periodontal com o poliéter Impregum TM Soft 3M; e o resultado com as raízes revestidas (B)

Fonte: Camargo, S.2014

5.5 CIMENTAÇÃO DOS PINOS RETOS E CURVOS COM CIMENTO DE FOSFATO DE ZINCO[®] SSWHITE[®] (PRFZN01 A PRFZN20 E PCFZN01 A PCFZN20)

Com as raízes-réplicas prontas com os seus respectivos conjuntos protéticos, iniciou-se os preparos para a cimentação. O remanescente coronal de cada raiz-réplica foi polido

³¹ Aparelho para derretimento de cera CE-3EPO[®]

com taça de borracha acoplada no contra ângulo do Micromotor Dabi Atlante[®], auxiliado pela solução preparada somente com pedra pomes diluída em água. Todas as amostras foram lavadas copiosamente e secas com ar comprimido da seringa tríplice.

Para cada réplica de raiz em resina composta fotopolimerizável TPH₃ doravante denominados de PRFZn01 a PRFZn20 e PCFZn01 a PCFZn20, aplicou-se ácido fosfórico a 37% da marca CondAc37^{®32} FGM para condicionamento ácido de esmalte, dentina, e interior do canal radicular. Apesar de tais raízes-réplicas não serem constituídas de esmalte e dentina, o objetivo do polimento e do uso do ácido fosfórico foi o de retirar todos possíveis resíduos e manter um padrão de procedimento semelhante ao empregado com os dentes naturais (Figura 5.24).

Todas foram irrigadas copiosamente e em seguida secas; o canal radicular aspirado com uma cânula plástica flexível adaptada do cateter 24 - BD^{®33} e secos com cones de papel 40 Dentsply^{®34}.

Figura 5.24 - Demonstração da aplicação do ataque ácido CondAc37 FGM nos componentes (coroa metálica, núcleo e pino intrarradicular reto) para a sequência de cimentação com o cimento de Fosfato de Zinco

Fonte: Camargo, S. 2014

³² CondAc37[®] FGM – Produtos Odontológicos Av. Edgar Nelson Meister 474 – Joinville – SC - Brasil

³³ Cateter 24 BD[®] Produtos Médico-hospitalares – R. Ciro Correia Pereira 550 – Cidade Industrial – Curitiba PR- Brasil

³⁴ Cone de papel n.40 Dentsply[®] -Dentsply Industria e Comercio- R. Alice Hervé 86 –Bingen – Petrópolis RJ-Brasil

No preparo do cimento seguiu-se a proporção determinada pelo fabricante do fosfato de zinco da SSWhite^{®35}. A proporção do medidor na sua porção associada para 4 (quatro gotas) foi preparada individualmente para cada cimentação e manipulada em placa de vidro despolida em temperatura ambiente, até o ponto ideal. Uma aplicação direta sobre o pino e outra introduzida no canal radicular com auxílio de um micro aplicador descartável longo marca Cavibrush^{®36} FGM. O conjunto pino-núcleo após o envolvimento com a massa cimentante foi adaptado manualmente com pressão digital.

Sequencialmente, com o micro aplicador, o cimento foi levado até o interior da coroa, e o conjunto adaptado manualmente sobre o núcleo. Após pressão digital sobre todo o conjunto foi imediatamente posicionado sob pressão permanente com auxílio de uma mini morsa protegido por um gabarito de massa construído em Zetalabor[®] e mantidos por 7 minutos. A mesma técnica foi aplicada no pino intrarradicular curvo com núcleo e coroa, obedecendo-se a sequência e o tempo de pressão de 7 minutos (Figuras 5.25 e 5.26).

Figura 5.25 - Demonstração com a sequência da partição do cimento de fosfato de zinco para espatulação e obtenção do ponto de consistência conforme indicação do fabricante (A); envolvimento do cimento nas peças metálicas (B); introdução do pino intrarradicular e núcleo no canal radicular (C) e complementação com o ajuste da coroa metálica nas raízes-réplicas preenchidas com Fosfato de Zinco SSWhite[®]

Fonte: Camargo, S. 2014

³⁵ Cimento de Fosfato de Zinco SSWhite[®] - SSWhite – R. Senador Alencar 160 – Rio de Janeiro- RJ-Brasil

³⁶ Cavibrush[®] FGM - FGM – Produtos Odontológicos Av.Edgar Nelson Meister 474 – Joinville – SC - Brasil

Figura 5.26 – Apresentação da raiz-réplica após a retirada do excesso de material cimentante (A) e imediato posicionamento apoiado na proteção com Zetalabor, fixado na mini morsa e mantido sobre pressão constante com ajuste de pressão do mordente por 7 minutos (B)

Fonte: Camargo, S. 2014.

5.6 CIMENTAÇÃO DOS PINOS RETOS E CURVOS COM CIMENTO RESINOSO ALLCEM® FGM® (PRAC21- PRAC40 E PCAC21- PRAC40)

Blom (2007)³⁷ concluiu não haver diferenças quanto a diminuição de resistência significativas, no favorecimento de ocorrência de fratura para canais endodônticos obturados quando comparados com os canais não obturados. Sendo assim optou-se pela não obturação do terço apical das raízes-réplicas destinadas aos pinos curvos.

Para manter uma padronização do comprimento dos pinos intrarradiculares curvos, um gabarito foi preparado. O gabarito deixava livre a medida do pino intrarradicular no seguimento onde seria realizado o corte. Os pinos intrarradiculares foram seccionados em 3 mm de sua extremidade para deixar livre o terço final do conduto radicular, ou seja, em sua porção apical (Figura 5. 27). Utilizou-se um disco de óxido de alumínio³⁸ (disco ninja gold) Ø 25mm x 0,6 mm acoplado em ponta reta com micromotor.

³⁷ Blom, P.O.B; Análise Comparativa da resistência à compressão de raízes obturadas com Guta-Percha e cimentos endodônticos –Sealer 26® e Endofill® versus Resilon® e Epiphany®. 2007.69f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) C.P.O São Leopoldo Mandic; Centro de Pós-Graduação Campinas, 2007.

³⁸ Disco Ninja Gold 26 mm- Talmax –Produtos para Prótese Odontológica. Av. Manoel Ribas 2183 Mercês – Curitiba – PR - Brasil

Figura 5.27- Demonstração do “gabarito” em uma raiz-réplica em Zetalabor® (A), para orientar a secção do terço apical do pino intrarradicular curvo (seta vermelha) em (B); e a nova medida obtida – veja visor do Paquímetro Mitutoyo diminuída em 2,9 mm de sua aferição inicial apresentada com 30,43 mm (C)

Do mesmo modo que no procedimento anterior, no caso das réplicas PRAC21 a PRAC40 e PCAC21 a PCAC40, o remanescente coronal de cada raiz-réplica foi polido utilizando-se uma taça de borracha acoplada em contra ângulo da caneta de baixa rotação com uma solução preparada com pedra pomes diluída em água. Todas as amostras foram secas com ar comprimido da seringa tríplice.

Para cada réplica de raiz em resina composta fotopolimerizável TPH₃, aplicou-se ácido fosfórico a 37% da marca CondAc37® FGM para condicionamento ácido de esmalte, dentina, e interior do canal radicular. Todas foram irrigadas copiosamente e o canal radicular aspirado com uma cânula plástica flexível (cateter 24 - BD®) e sequencialmente secados com cone de papel 40 Dentsply®.

Mesmo não se tratando de dentes naturais, e que não são mineralizados, nem possuem esmalte, os passos com a utilização de exposição pelo ácido fosfórico a 37% foram realizados para que se eliminasse quaisquer resíduos da superfície da raiz-réplica. O mesmo procedimento foi adotado também com relação ao uso do adesivo Âmbar® FGM.

Com as superfícies preparadas com Condac 37 FGM, após enxague e secagem com seringa tríplice, o adesivo Âmbar® FGM foi aplicado com auxílio do aplicador longo

Cavibrush^{®39} FGM internamente no canal radicular do remanescente da raiz de resina, pinos e face interna da coroa metálica. Todas as partes desta sequência foram levemente sujeitos a ação do jato de ar da seringa tríplice, mantendo-se uma distância segura. Posteriormente foram polimerizados com fotopolimerizador ULTRALUX DABI ATLANTE[®], sendo, portanto preparados conforme a especificação do fabricante (Figura 5.28).

Figura 5.28 - Demonstração do uso do adesivo na porção coronal do remanescente preparado e na face interna da coroa (A) e com a luz polimerizadora (B)

O bico misturador que acompanha a seringa dupla do AllCem[®] é o responsável por manter a padronização do preparo em partes iguais do cimento resinoso que foi dispensado em uma placa de vidro (Figura 5.29 e Figura 5.30).

Figura 5.29 - Demonstração do cimento dispensado, bico misturador e das peças estruturais: pino intrarradicular, núcleo e coroa metálica e da raiz-réplica em resina composta fotopolimerizada

³⁹ Cavibrush[®] FGM - FGM – Produtos Odontológicos Av. Edgar Nelson Meister 474 – Joinville – SC - Brasil

Figura 5.30 - Demonstração da sequência do cimento AllCem® FGM no pino intrarradicular (A) a réplica com o pino intrarradicular inserido e o cimento sendo aplicado na coroa metálica. Ação do fotopolimerizador sobre o conjunto cimentado (C)

Todo o processo de cimentação dos pinos retos e curvos tanto com cimento de Fosfato de Zinco SSWhite®, bem como com o cimento resinoso Allcem® FGM foram realizados individualmente, mantidos sob pressão na morsa por 7 minutos na padronização adotada (Figura 5.26).

5.7 INCLUSÃO EM TUBO DE PVC E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL

Para a inclusão dos corpos de prova, os segmentos de tubos da marca Tigre^{®40} de PVC utilizados na inclusão para compor os corpos de prova foram especificamente padronizados e cortados pela ação do torno mecânico, com uma uniformidade de 24 mm de comprimento.

A demarcação proporcionada pela linha de cera derretida sobre a estrutura radicular da réplica, aproximadamente menos de 1 mm abaixo da superfície livre do remanescente radicular, serviu de orientação para que as raízes fossem adaptadas centralizadas com posição invertida na base plástica criado para esta finalidade.

⁴⁰ Tubo plástico Tigre® - Av. Brasil 4233 – Rio Claro – SP - Brasil

Com uma camada de cera plástica para casquetes Asfer[®] o segmento de PVC foi fixado para evitar a sua locomoção durante a inclusão. A raiz-réplica era colocada totalmente vestida até o limite da linha da coroa metálica. Com a réplica encaixada, e o tubo fixado a resina acrílica Jet[®] em sua fase líquida foi adequadamente vertida do frasco Paladon JON[®]. A resina JET[®] acrílica foi preparada pela saturação de polímero por monômero, para preencher o segmento de PVC que continha a réplica fixada na base gabarito (Figura 5.31).

Figura 5.31 – Gabarito de posicionamento com perfuração para delimitar e fixar as raízes Demonstração da sequência de inclusão em PVC da RAQA com a utilização do pote Paladon – (A). Notar a padronização com as raízes invertidas (detalhe seta branca e linha vermelha indicando o limite e apoio do posicionamento) e o ápice da raiz dentro do segmento de PVC (seta amarela); e momento do envase do segmento de PVC[®] com a resina acrílica Jet[®] (B)

Sobre a camada azul de cera da raiz-réplica, aplicou-se uma fina camada de vaselina sólida que facilitou a retirada da raiz-réplica após a polimerização da resina acrílica. Com a camada de cera azul posteriormente retirada criou-se um espaçamento para adaptar a simulação do ligamento periodontal. Antes da total polimerização da resina acrílica vertida no segmento de PVC, o conjunto com a raiz-réplica, pino, núcleo e coroa cimentados foi deslocado para fora do corpo de prova para retirada da cera. Em seguida foi devolvida ao

bloco de resina até se finalizar a polimerização. Este artifício garantiu promover um espaço milimétrico que foi ocupado pela simulação do ligamento periodontal (Figura 5.32).

Figura 5.32 - Demonstração do momento em que a réplica é retirada do corpo de prova preenchido com resina acrílica (A) para permitir a retirada da camada de cera e novamente foi devolvida ao corpo de prova (B) aguardando o final da polimerização da resina acrílica

Para representar o ligamento periodontal utilizou-se um silicone com base no sistema modificado de Soares et al. (2008)⁴¹ (Figura 5.33).

Com as raízes deslocadas, os blocos foram limpos para retirar a cera dos alvéolos artificiais, e envolvidos com uma camada de poliéter Impregum™ Soft 3M^{®42}, e reposicionados em cada bloco. Todo o sistema sempre bloco-raízes sempre foi manuseado par a par. Finalizada esta passagem, pino, núcleo, coroa, e bloco foram mantidos sob pressão na mini morsa. Aguardou-se a polimerização final do poliéter inserido para mimetizar o posicionamento do ligamento periodontal na porção radicular, sendo o excesso retirado com uma lâmina (Figura 5.33).

⁴¹ Modificado de representação esquemática de fixação radicular e simulação de ligamento periodontal de Soares et al., 2008

⁴² Impregum™ Soft 3M® - Via Anhanguera, km 110 – Sumaré – SP – Indústria Brasileira.

Figura 5.33 - Demonstração da sequência de preparo do Impregum para simular a presença do ligamento periodontal: (A), momento de fixação do conjunto mantido sob pressão com auxílio da mini morsa (B) e o resultado com os corpos de prova antes de ser retirada a camada excedente do poliéter Impregum TM Soft 3M (detalhe – lâmina)

Avaliações radiográficas com escolha aleatória de dois conjuntos de pinos retos e curvos, demonstrou o aspecto físico do conjunto de pinos retos e pinos curvos cimentados respectivamente com Fosfato de Zinco® e com Cimento Resinoso AllCem (Figura 5.34).

Figura 5.34 - Demonstração do exame radiográfico para verificar o aspecto físico das raízes-réplicas com os pinos devidamente cimentados. Legenda: PRFZ = pino reto cimentado com Fosfato de Zinco SSWhite; PRAC = pino reto cimentado com cimento resinoso AllCem; PCAC = pino curvo cimentado com cimento resinoso AllCem®; PCFZ= pino curvo cimentado com Fosfato de Zinco SSWhite®

5.8 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS

As raízes-réplicas com seus respectivos pinos intrarradiculares cimentados e inseridos em corpo de prova foram distribuídas em dois grupos.

GRUPO A - Pinos retos numerados de 01 a 40

Grupo Pinos Retos numerados de 01 a 40, onde os pinos de 01 a 20 foram cimentados com o cimento de Fosfato de Zinco SSWhite[®] e denominados de PRFZn 01 a PRFZn20 e os pinos de 21 a 40 foram cimentados com cimento resinoso AllCem[®] e denominados de PRAC21 a PRAC40 (Figura 5.35).

Figura 5.35 - Apresentação dos corpos de prova PRFZn (1-20) em (A) e PRAC (21-40) em (B)

GRUPO B – Pinos curvos e numerados de 01 a 40

Grupo de Pinos Curvos numerados de 01 a 40 sendo os números de 01 a 20 foram cimentados com Fosfato de Zinco SSWhite e denominados de PCFZn 01 a PCFZn20 e os pinos de

21 a 40 foram cimentados com cimento resinoso AllCem[®] e denominados de PCAC21 a PCAC40 (Figura 5.36).

Figura 5.36 - Apresentação dos corpos de prova PCFZn (1-20) em (A) e PCAC (21-40) em (B)

O Grupo A inicialmente representado pelo pino reto, na avaliação estatística foi subdividido em 2 grupos, Grupo3 e Grupo 4, e o Grupo B representado pelo pino curvo em Grupo1 e Grupo 2 onde ficaram assim representados:

Grupo 1: Pino curvo ALLCEM (resinoso)

Grupo 2: Pino curvo Fosfato de Zinco

Grupo 3: Pino reto ALLCEM (resinoso)

Grupo 4: Pino reto Fosfato de Zinco

Com as amostras incluídas no corpo de prova, numeradas e identificadas, por grupos de pinos e tipo de cimento a ser utilizado conforme Figuras 3 e 4, foram adaptadas no dispositivo “bloco” de alumínio que abrigou cada corpo de prova em um posicionamento em 45° e submetido a uma ação de força pelo sistema da Máquina de Ensaio com célula de carga Kratos, modelo K-2000MP.

5.9 ENSAIOS BIOMECÂNICOS EM MÁQUINA KRATOS

As amostras incluídas no corpo de prova, numeradas e identificadas por grupos de pinos e tipo de cimento utilizados, foram adaptadas aleatoriamente no dispositivo “bloco” de alumínio, usinado com um diâmetro correspondente para abrigar o corpo de prova e cujo posicionamento em 45° permitiu uma ação de força pelo sistema da Máquina de Ensaio com célula de carga Kratos^{®43}, modelo K-2000MP, programada para uma carga com capacidade máxima de 2000 KGF (Figura 5.37) e que simulasse o mesmo ângulo de oclusão intercuspidal para os dentes caninos correspondentes.

Figura 5.37 - Aspecto do núcleo de prova fixado em bloco de alumínio com angulação de 45° (A); e Máquina Kratos preparada para executar o ensaio biomecânico (B)

Com todo o conjunto ajustado e conectado através do computador, o ensaio foi iniciado partindo-se de uma ação de força de pré-carga de 1,5 N. A velocidade de progressão incremental foi de 0,5 mm por minuto.

A compressão aplicada em ângulo de 45° em ponto pré-determinado promoveu uma força sobre a coroa metálica cimentada e transferindo-a para todo o conjunto do núcleo (ferulado) e pino intrarradicular, até a ocorrência de fratura do conjunto ou parte dele.

Toda a evolução mecânica do ensaio foi registrada pelo Software –Tracomp W95 (TRCV 606) USB em intervalos sincronizados de aproximadamente 3 segundos e meio. A força aplicada em Kgf foi imediatamente convertida para N (Newtons – sendo 1Kgf = 9,8 N) e no momento crítico da fratura o ensaio era interrompido pelo próprio sistema.

⁴³ Máquina Universal Kratos – Equipamentos Industriais Ltda. – Rua Etiópia 290 – Cotia – SP -Brasil

A célula de Carga permite leituras pelo sensor de forças com erros de exatidão e repetitividade de até 0,5% do ponto lido. O deslocamento é obtido através de um sensor óptico acoplado ao sistema de acionamento mecânico da máquina com resolução de 0,01 mm.

As amostras foram sendo posicionadas no sistema de forma aleatória.

Os ensaios foram realizados no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

5.10 ELEMENTOS FINITOS

Um estudo com o Método de Análise por Elementos Finitos dos pinos intrarradiculares curvos e retos, núcleo, férula, e de todo o conjunto formado com a adaptação em cada réplica de raízes artificiais desenvolvida foi realizado no CTI, Centro de Tecnologia da Informação Instituto Renato Archer em Campinas, São Paulo.

Os modelos geométricos tridimensionais foram feitos com base nas medidas obtidas por fotos e pelos modelos físicos desenvolvidos para o projeto, com o programa Rhinoceros versão 4.0 SR9 da McNeel, e assim obtidos os modelos geométricos respectivos para cada uma das estruturas componentes do estudo.

As imagens do modelo geométrico com as respectivas raízes-réplicas obtidas para os pinos curvos e retos, núcleos e, coroas feruladas de todo o conjunto serviram de modelo para a modelagem das malhas representadas por elementos tetraédricos e quadráticos com seus respectivos nós gerada pelo programa de análise numérica baseada no modelo geométrico (Figuras 5.38 e 5.39).

Figura 5.38 - Figura geométrica com os elementos: incluso no acrílico (A); o conjunto de pino curvo, núcleo e coroa metálica (B); o conjunto de pino reto, núcleo e coroa metálica (C); a coroa metálica (D); o pino curvo e núcleo (E); o pino reto (F)

Fonte: Camargo, S. 2014

As fórmulas matemáticas empregadas no Sistema Ansys 9.0 baseiam-se na utilização dos valores das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo, e disto depende a fidelidade dos resultados. As características de cada componente do modelo influenciaram o comportamento das respostas às aplicações das forças. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos, elásticos e lineares, caracterizados por duas constantes: módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson. As propriedades dos materiais estão apresentadas no Quadro 5.1.

Quadro 5.1 – Demonstração geral dos valores de Módulo de Young - Elasticidade (E) e Coeficiente de Poisson identificados segundo diversos autores relacionados. Em vermelho, estão os valores utilizados para o estudo dos Elementos Finitos realizados no CTI Campinas, Centro de Tecnologia da Informática Renato Archer

	Módulo de Young (E) - GPa	Coeficiente de Poisson	Referência
Dentina	18,6	0,30	12-Joshi et al, 2001
Ligamento Periodontal	68,9 $E-3$	0,40	12-Joshi et al, 2001
PIR – Núcleo –Coroa NiCroMo	170	Nao fornecido	Fonte do fabricante
Ni-Cr	203,6	0,30	7-Suansuwan &Swain
Resina Acrílica	2,4 GPa (1)	0,35 (2)	1- Anusavice
Resina Composta	16,60	0,24	12- Joshi et AL, 2001

Divisão de Tecnologias Tridimensionais.

A malha foi construída com elementos tetraédricos com 10 nós, com menor refinamento na região do cilindro, que não era de interesse do estudo (Figura 5.39).

Figura 5.39 – Apresentação dos elementos com o aspecto físico da malha: Corpo de prova com o dente restaurado para teste (A); Raiz-réplica com o remanescente dental com o preparo cirúrgico (B); simulação do ligamento periodontal (C); aspecto da coroa metálica (D); pino intrarradicular com o núcleo, curvo (E); e pino intrarradicular reto com o núcleo (F)

Fonte: Camargo, S. 2014

Os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos. Os elementos representativos da malha foram padronizados como tetraédrico quadrático de 10 nós, resultando em modelos de 374890 nós para os pinos retos, 374147 para os pinos curvos, e 247716 elementos para os pinos retos e 247048 para os pinos curvos (Quadro 5.2).

Quadro 5.2 - Número de nós e elementos da malha para cada tipo de modelo computacional

	Pino Reto	Pino Curvo
Nós	374890	374147
Elementos	247716	247048

Entre as estruturas avaliadas no modelo, definiu-se um posicionamento de contato colado e não colado. No primeiro estudo o contato colado simula uma integração do pino com o remanescente radicular, como se agissem unidos e em conjunto entre a estrutura dos pinos e núcleos com as interfaces da raiz-réplica.

Supondo que nenhum dos agentes cimentantes é capaz de integrar o conjunto supondo uma ação de conjunto total, em uma segunda avaliação o mesmo estudo foi repetido com a simulação de contato não colado.

Com esta nova ótica de considerar o contato nas interfaces, é possível obter uma chance melhor de observar ocorrências de fratura radicular, com o objetivo de especificar os efeitos deletérios de um pino comparativamente com o outro sobre a raiz avaliada.

5.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os parâmetros avaliados não seguiram uma distribuição normal conforme configurado nos Testes de Normalidade, e a opção de escolha foi a utilização de testes estatísticos não paramétricos com o método de Kruskal Wallis ($p < 0,05$), onde este teste compara os grupos e identifica se houve pelo menos uma diferença entre os grupos. Esta diferença mostra-se com o na interpretação do teste, indicativo de que os resultados não seguem uma distribuição normal. Com a diferença entre os grupos, fez-se um teste *post-hoc*

para descobrir entre quais grupos estava a diferença. No caso de dados não paramétricos o post-hoc do Kruskal-Wallis é o teste de U de Mann-Whitney.

Para a Análise exploratória de dados, comparando-se os 4 grupos de Pinos Intrarradiculares Curvos e Retos, onde se variou o tipo de cimento entre o Cimento de Fosfato de Zinco e o Cimento Resinoso AllCem, a seguinte legenda foi composta:

Para o objetivo de comparar dois grupos independentes com dados que não seguem distribuição normal, o teste utilizado foi a prova de Kruskal-Wallis.

Desloc CA	Deslocamento pino curvo ALLCEM (resinoso)
Carga CA	Carga pino curvo ALLCEM (resinoso)
Tempo CA	Tempo pino curvo ALLCEM(resinoso)
Desloc RA	Deslocamento pino reto ALLCEM (resinoso)
Carga RA	Carga pino reto ALLCEM (resinoso)
Tempo RA	Tempo pino reto ALLCEM(resinoso)
Desloc CF	Deslocamento pino curvo fosfato
Carga CF	Carga pino curvo fosfato
Tempo CF	Tempo pino curvo fosfato
Desloc RF	Deslocamento pino reto fosfato
Carga RF	Carga pino reto fosfato
Tempo RF	Tempo pino reto fosfato

Cada um dos parâmetros relevantes, ou seja, o Deslocamento, a Carga empregada em N, e o Tempo de aplicação da Carga foram dimensionados em separado. Estabeleceu-se uma legenda para identificar os grupos dentro de cada parâmetro avaliado.

LEGENDA
Grupo 1: Pino curvo ALLCEM (resinoso)
Grupo 2: Pino curvo Fosfato de Zinco
Grupo 3: Pino reto ALLCEM (resinoso)
Grupo 4: Pino reto Fosfato de Zinco

6 RESULTADOS

6.1 RAÍZES-RÉPLICAS

Empregando o molde 1 e 2 em RAQA oitenta raízes-rélicas foram obtidas. O Molde 1 foi responsável pela obtenção de 40 raízes-rélicas que foram utilizadas para o pino reto. Enquanto o Molde 2 foi responsável pela obtenção de 40 raízes-rélicas cujos pinos curvos eram adicionados um a um previamente fundidos para a composição de cada raiz-réplica (Figura 6.1).

Figura 6.1 - Apresentação do Molde 1 com suas respectivas raízes-rélicas(A); e do Molde 2 com suas respectivas raízes-rélicas(B) que ficam prontas com seus respectivos pinos intrarradiculares curvos; veja a capa de Zetalabor que abriga o posicionamento do pino

6.2 CONJUNTO PROTÉTICO

Para cada raiz-réplica estabeleceu-se o correspondente pino intrarradicular, núcleo e coroa. Oitenta conjuntos foram obtidos para formar os grupos avaliados (Figura 6.2).

Figura 6.2- Apresentação do conjunto pino intrarradicular reto com núcleo e coroa (A) e o pino intrarradicular curvo com núcleo e coroa (B) com as respectivas réplicas- raízes em resina composta TPH3

O resultado numérico coletado pelo sistema computadorizado e cujos valores foi registrada pelo Software –Tracomp W95 (TRCV 606) USB resultou na coleta de dados apresentada na Tabela abaixo (Tabela 6.1).

Tabela 6.1 - Dados individuais das forças de fratura (Valores em Newton – N)

CIMENTO				
	Fosfato de Zinco SSWhite		Cimento resinoso AllCem	
	Pino Curvo	Pino Reto	Pino Curvo	Pino Reto
1	636	993	898	533
2	889	801	718	547
3	783	751	1000	1216
4	514	810	683	608
5	740	1045	1167	531
6	654	816	506	418
7	728	1073	1141	479
8	810	934	1312	430
9	614	678	1092	767
10	500	782	1140	790
11	667	827	702	586
12	590	788	826	965
13	594	715	926	659
14	698	452	1036	1155
15	538	844	885	969
16	783	692	632	645
17	698	542	482	757
18	649	764	836	706
19	443	561	688	694
20	554	1016	1000	863

6.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para verificar a distribuição de dados.

Conforme configurado nos Testes de Normalidade, os parâmetros avaliados não seguiram uma distribuição normal e a opção foi à utilização de testes estatísticos não paramétricos com o método de Kruskal Wallis Test.

Especificamente a sequência de dados sem distribuição normal foi encontrada nos dados pertencentes ao deslocamento e carga de pinos curvos com DeslocCF e TempoCF e também DeslocRA e CargaRA e também TempoRA nos testes de Kolmogorov-Smirnov^a conforme a tabela 6.1 que apresenta os resultados dos testes de Normalidade. $p < 0,05$ significa que os dados não seguem distribuição normal (Tabela 6.2).

Tabela 6.2 - Testes de Normalidade aplicada pelo Método Kolmogorov onde os valores marcados acusam que os dados não seguem uma distribuição normal

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
DeslocCA	,123	20	,200 [*]	,972	20	,804
CargaCA	,090	20	,200 [*]	,974	20	,835
TempoCA	,129	20	,200 [*]	,973	20	,807
DeslocCF	,257	20	,001	,697	20	,000
CargaCF	,223	20	,010	,739	20	,000
TempoCF	,254	20	,002	,705	20	,000
DeslocRA	,211	20	,020	,946	20	,315
CargaRA	,123	20	,200 [*]	,923	20	,114
TempoRA	,217	20	,015	,946	20	,317
DeslocRF	,103	20	,200 [*]	,969	20	,734
CargaRF	,094	20	,200 [*]	,977	20	,887
TempoRF	,106	20	,200 [*]	,970	20	,751

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

6.3.1 Deslocamento

Para o parâmetro deslocamentos resultados encontrados estão descritos nas Tabelas 6.3 e 6.4

Tabela 6.3 – Valores médios encontrados para os grupos referente ao Deslocamento

VALORES MÉDIOS PARA DESLOCAMENTO		
GRUPOS	N	VALORES MÉDIOS
1	20	34,55
2	20	40,45
3	20	42,23
4	20	44,78
TOTAL	80	

Tabela 6.4 - Valor resultante do Teste Estatístico Kruskal Wallis e Grupos no item do Deslocamento

TESTES ESTATÍSTICOS ^{a,b}	
	Deslocamento
Chi-Square	2,100
Df	3,000
Asymp.Sig	0,552

a. Kruskal Wallis Test

b. Grupo Variável: grupos

O resultado demonstra que não houve diferença entre os grupos no deslocamento ($p=0,552$) e vem corroborar com a demonstração gráfica onde a média estabelecida entre os grupos não mostraram variação significativa entre os grupos Gráfico 6.1; ou seja não existe diferença entre o tipo de cimento utilizado no caso dos pinos curvos.

Gráfico 1 - Observa-se que o valor médio de deslocamento está compreendido na faixa de 1,00 a 1,50 mm para todos os grupos avaliados

6.3.2 Carga

Para o parâmetro Carga, o mesmo método foi aplicado com os Grupos (Tabela 6.5 e Tabela 6.6).

Tabela 6.5 – Valores médios encontrados para os grupos referente a Carga

VALORES MÉDIOS PARA CARGA		
GRUPOS	N	VALORES MÉDIOS
1	20	44,10
2	20	32,10
3	20	38,15
4	20	47,65
TOTAL	80	

Tabela 6.6 - Resultado estatístico os grupos referentes a Carga

CARGA	
Chi-Square	5,192
Df	3,000
Asymp.Sig	0,158

- a. Kruskal Wallis Test
b. Grouping Variable: grupos

Na avaliação do parâmetro da Carga empregada, também não houve diferença significativa entre os Grupos. Novamente este resultado corrobora com o demonstrado graficamente, onde o valor da média de Carga em Newton visualmente se apresentam sem variação significativa (Gráfico 6.2).

Gráfico 6.2 - Observar que a variação se mantém na mesma faixa (acima de 600 N e abaixo de 900 N) na comparação com as diferentes agentes cimentante e mesmo com a troca nos PIR entre retos e curvos

6.3.3 Tempo

Quando se avalia o parâmetro tempo para a ocorrência estudada, obtém-se os valores abaixo para os mesmos Grupos estabelecidos.

Tabela 6.7- Valores médios encontrados nos grupos para Tempo

VALORES MÉDIOS PARA TEMPO		
GRUPO	N	VALORES MÉDIOS
1	20	34,55
2	20	40,88
3	20	42,28
4	20	44,30
TOTAL	80	

Tabela 6.8 - Resultados estatísticos para os grupos referente à Tempo

TESTES ESTATÍSTICOS ^{a,b}	
	TEMPO
Chi-Square	1,968
Df	3,000
Asymp.Sig	0,579

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: grupos

Por último, na avaliação do parâmetro tempo, observou-se que não houve diferença entre os grupos também no tempo ($p=0,579$). Este resultado se corrobora com o demonstrado graficamente, onde a média entre os grupos visualmente não mostram variação significativa entre os grupos (Gráfico 6.3).

Gráfico 6.3 - Os valores encontrados para o parâmetro tempo se posicionam na média para todos os grupos estudados

Assim, os resultados estatísticos e gráficos demonstram que não houve variações significativas nos parâmetros comparados de deslocamento (medido em mm até a fratura do corpo de prova), com os valores mensurados de carga empregada (compressão em Newton) e tempo para a ocorrência da fratura, evolução em “segundos”.

Na avaliação dos diferentes Grupos (Grupo 1: Pino curvo ALLCEM resinoso; Grupo 2: Pino curvo Fosfato de Zinco; Grupo 3: Pino reto ALLCEM resinoso; Grupo 4: Pino reto Fosfato de Zinco as ocorrências demonstraram a mesma faixa mediana entre as variações avaliadas.

6.4 ELEMENTOS FINITOS

6.4.1 Modelo Geométrico

Os modelos tridimensionais, são resultados com base nas medidas obtidas por fotos e pelos modelos físicos desenvolvidos para o projeto, com o programa Rhinoceros versão 4.0 SR9 da McNeel.

Com o programa obteve-se os modelos geométricos respectivos para cada uma das estruturas componentes do estudo, ou seja, raízes artificiais, pinos curvos e retos, com os

seus núcleos e férulas, bem como para as coroas e também para todo o conjunto com as respectivas raízes artificiais (raízes-réplicas) apresentados na Figura 6.5.

Figura 6.5 – Figuras geométricas com os elementos: incluso no acrílico (A); o conjunto de pino curvo, núcleo e coroa metálica (B); o conjunto de pino reto, núcleo e coroa metálica (C); a coroa metálica (D); o pino curvo e núcleo (E); o pino reto (F)

Fonte: Camargo, S. 2014

6.4.2 Malha e Nós nos Elementos Tetraédricos

A malha foi construída com elementos tetraédricos com 10 nós. Cada modelo geométrico discretizado adquire com os nós o aspecto de uma malha representada como na Figura 6.6.

Figura 6.6. – Apresentação dos elementos com o aspecto físico da malha: Corpo de prova com o dente restaurado para teste (A); Raiz-réplica com o remanescente dental com o preparo cirúrgico (B); simulação do ligamento periodontal (C); aspecto da coroa metálica (D); pino intrarradicular com o núcleo, curvo (E); e pino intrarradicular reto com o núcleo (F)

Fonte: Camargo, S. 2015

6.5 CONJUNTO DE RAIZ-RÉPLICA, PINO CURVO, COROA TOTAL

6.5.1 Tensão Máxima Principal e Deslocamento

Para a representação e a distribuição das tensões e deformações da raiz-réplica, pino curvo e coroa total, escolheu-se o valor da tensão máxima principal, cujos valores na escala estão em MPa. Os valores positivos representam tração, e na escala de cores, encontra-se identificada com cores mais quentes, por exemplo, o vermelho e suas nuances, enquanto os

valores negativos estarão representados por uma compressão e estarão identificados por cores mais frias e suas nuances.

Para os resultados de deslocamentos totais utilizados no estudo, a escala de cores obedece a outro padrão, com os valores variando de zero (0) a valores positivos, distribuídos em cores que vão do azul mais escuro até o vermelho, respectivamente, e discriminados na escala de cores de cada figura.

Notar que o ponto de aplicação da força sobre o conjunto protético foi sempre o mesmo, identificado pela saliência na região mesial da coroa, posto que o elemento dental é o canino superior direito (dente 104).

A Figura 6.7 mostra o resultado de deslocamentos totais em um mapa de cores em que o azul mais escuro representa deslocamentos nulos ou muito próximos de zero. O vermelho representa os maiores deslocamentos. Assim, é possível observar a formação de um fulcro próximo à face mais vestibular do dente, indicando uma tendência de giro do ápice para vestibular e da coroa para lingual ao redor deste ponto.

Figura 6.7- Deslocamento total do conjunto Coroa-núcleo-pino intrarradicular curvo (mapa de cores)

Fonte: Camargo, S. 2014

Concentram-se na coroa metálica, em sua face interna neste estudo representada pela férula, as maiores magnitudes de Tensão Principal Máxima (Figura 6.8).

Figura 6.8 - Modelo geométrico demonstrando a região de tensão principal de tração na estrutura metálica da coroa em região de férula para o conjunto de PIR-curvos

Fonte: Camargo, S. 2014

Para o conjunto pino intrarradicular curvo e núcleo as tensões principais máximas se localizam no componente da férula do núcleo; e a mínima, representando leve compressão, na base do espelho próximo a inserção de saída do pino (Figura 6.9).

Figura 6.9 - Tensão máxima principal em região de férula do núcleo para o pino intrarradicular curvo

Fonte: Camargo, S. 2014

Ao longo do eixo do canal radicular preparado para receber o pino intrarradicular curvo, na vista em corte da figura 6.10, nota-se que as áreas de tensão máxima principal com os maiores valores positivos estão localizadas na região do terço coronal compreendendo a área de inserção alveolar mesial, um tanto abaixo do preparo do remanescente coronal. Na análise do pino intrarradicular curvo, os valores mais negativos da tensão máxima principal localizam-se em seu lado oposto (Figura 6.10).

Figura 6.10 - Tensão máxima principal sobre a raiz - vista em corte longitudinal, resultado para o canal radicular do pino intrarradicular curvo

Fonte: Camargo, S. 2011

6.5.2 Von Mises

A tensão de Von Mises não diferencia tração e compressão, portanto não permite identificar uma tração resultante⁴⁴ (Manhães, 2006) (Figuras 6.11 e 6.12). Mas pode-se interpretar que a concentração fica estabelecida na região afilada do bisel, nas faces palatina e bucal.

44- Manhães, F.C. - Influência da diminuição do suporte ósseo na distribuição das tensões em dentina restauradora com pino intrarradicular. Dissertação de Mestrado – Universidade Veiga de Almeida. (2006).

Figura 6.11- Tensão de von-Mises localizadas sobre a fêrula da coroa metálica

Fonte: Camargo, S. 2014

As áreas de tensão de von Mises no conjunto núcleo e pino intrarradicular curvo apresentaram-se localizadas na região de fêrula de forma mais intensa. Porém discreta e com diminuição progressiva ao longo do eixo do pino intrarradicular (Figura 6.12).

Figura 6.12 - Tensões de von Mises, para a núcleo, fêrula, e pino intrarradicular curvo

Fonte: Camargo, S. 2014

6.6 CONJUNTO DE RAÍZ-RÉPLICA, PINO RETO, NÚCLEO E COROA

6.6.1 Tensão Máxima Principal e Deslocamento

Analogamente ao resultado anterior para a representação e a distribuição das tensões e deformações da raíz-réplica, pino reto núcleo e coroa total, escolheu-se o valor da Tensão Máxima Principal, cujos valores na escala estão em MPa. Os valores positivos representam tração, e na escala de cores encontram-se identificados com cores mais quentes, por exemplo o vermelho e suas nuances, enquanto os valores negativos estarão representados por uma compressão e estarão identificados por cores mais frias e suas nuances.

Para os resultados de deslocamentos totais utilizados no estudo, a escala de cores obedece a outro padrão, com os valores variando de zero (0) a valores positivos, distribuídos em cores que vão do azul mais escuro até o vermelho, respectivamente, conforme discriminado na escala de cores de cada figura.

Para os deslocamentos, o mapa de cores no modelo PIR-Reto, analogamente ao que se viu para o PIR-Curvo ocorreu formação de um fulcro próximo à parede vestibular, com deslocamento maior da extremidade da coroa (Figura 6.13).

Figura 6.13 - Mapa de cores para demonstrar a variação deslocamento total do conjunto Coroa-núcleo-pino intrarradicular reto

Fonte: Camargo, S. 2014

Para a coroa metálica, do conjunto de pinos intrarradiculares retos, na face interna representada mais propriamente pela férula, concentrou a maior magnitude positiva de tensão principal máxima (Figura 6.14).

Figura 6.14 - Modelo geométrico demonstrando a área de maior tensão principal máxima na estrutura metálica da coroa em região de férula para o conjunto de PIR-Retos

Fonte: Camargo, S. 2014

Para os pinos intrarradiculares retos, as regiões mais importantes de tensão máxima principal ficaram localizadas no ápice do pino intrarradicular reto, e também na região do espelho, com pouca ou quase nenhuma intensidade no pino intrarradicular em sua porção inserida na base do espelho (Figura 6.15).

Figura 6.15 - Tensão máxima principal no pino intrarradicular reto localizada na extremidade do pino e na área interna do espelho

Fonte: Camargo, S. 2014

Ao longo do eixo do canal radicular preparado para receber o pino intrarradicular reto, com vista em corte, nota-se que os valores mais positivos de tensão máxima principal, evidenciando tração, estavam localizados na região do terço coronal, compreendendo a área de inserção alveolar superior, mesial um pouco distante do preparo do remanescente coronal para a análise do pino intrarradicular reto, e os valores menores, de compressão, em seu lado oposto (Figura 6.16).

Figura 6.16 - Tensão máxima principal sobre a raiz - vista em corte longitudinal, resultado para o canal radicular do pino intrarradicular reto

Fonte: Camargo, S. 2011

6.6.2 Von Mises

Para tensão de von Mises, evidenciou-se concentração na região do bisel da férula, na extremidade mais afilada do ajuste, nas faces palatina e bucal. Abaixo temos o demonstrativo do campo de cores (Figura 6.17).

Figura 6.17 - Tensão de von-Mises localizadas sobre a férula da coroa metálica do PIR-reto

Fonte: Camargo, S. 2014

As áreas de tensão de von Mises no conjunto núcleo e pino intrarradicular reto apresentaram-se localizadas na face distal de inserção do pino de forma mais intensa, porém discreta no lado oposto e com diminuição progressiva em região de férula, espelho e núcleo propriamente (Figura 6.18).

Figura 6.18 - Tensões de von Mises para o pino intrarradicular reto

Fonte: Camargo, S. 2014

6.7 PINO DESLIZANTE – CONTATO NÃO COLADO

6.7.1 Tensão Máxima Principal e Deslocamento Pino Curvo

Com o estudo complementar de contato não colado, também buscou-se representação e a distribuição das tensões e deformações da raiz-réplica, pino curvo e coroa total; mantendo o valor da tensão máxima principal, cujos valores na escala estão em MPa. Os valores positivos representam tração, e na escala de cores, encontra-se identificada com cores mais quentes, por exemplo, o vermelho e suas nuances, enquanto os valores negativos estarão representados por uma compressão e estarão identificados por cores mais frias e suas nuances (Figura 6.19).

Figura 6.19- Mapa de cores de deslocamentos totais do conjunto

Fonte: Camargo, S. 2014

Para as tensões principais máximas em contato não colado, foi possível observar variações na superfície de interface do pino com a dentina, o que é característico do contato não colado rugoso. Há instabilidade e isto permitiu o descolamento do contato, mas se opôs ao deslizamento por ser rugoso. Essa variação produz resultados inconsistentes, como é o caso dos picos de máximo e mínimo muito próximos (0,00017 MPa) evidenciados na Figura 6.19.

Por conta disso, o estudo desse tipo de resultado precisa se basear em valores médios, o que no caso do resultado da figura 6.20 implica em assumir um valor máximo na escala de cores entre 0,1 Mpa e um valor mínimo de -0,2 Mpa.

Considerando esta faixa de variação, é possível comparar com resultado semelhante obtido para o caso do mesmo pino, mas com hipótese de contato colado (Figura 6.10).

Figura 6.20 - Mapa de cores de tensão máxima principal no canal radicular, em pinos curvos, com contatos não colados

Fonte: Camargo, S. 2014

É importante observar que o contato colado obriga a parede vestibular do canal da dentina que abriga o pino a acompanhar o movimento do pino na flexão da coroa em direção a lingual (figura 6.10), o que não ocorre com o modelo de contato não colado rugoso. Por conta disso observa-se um campo de tensão de compressão na figura 6.10 na face lingual da parede radicular, o qual não existe na figura 6.20, cuja tensão é acentuada na parede do canal radicular. Apesar disso, o resultado em termos quantitativos do modelo de contato colado é muito semelhante, com as tensões flutuando entre -0,1 MPa e 0,3 MPa, semelhantes ao resultado observado para o modelo de contato não colado rugoso.

6.7.2 Von Mises

Para o resultado em termos da tensão de von Mises na região da férula do núcleo metálico com a dentina, é possível observar a concentração de tensão ocorrendo na mesma região, seja no modelo de pino curvo com contato colado, seja naquele com contato não colado rugoso. Além

disso, os valores de tensão nessas regiões também são semelhantes, indicando grande similaridade mecânica (Figura 6.11) nas duas situações (Figura 6.21).

Figura 6.21 - Apresentação da Tensão de Von Mises sobre a região do núcleo ferulado

Fonte: Camargo, S. 2014

6.7.3 Tensão Máxima Principal e Deslocamento Pino Reto

No caso do pino reto, a comparação dos resultados de deslocamentos totais para o caso com contato colado (Figura 6.13), com o contato não colado rugoso (Figura 6.22) mostra grande semelhança dos campos de deslocamento, com formação de fulcro praticamente no mesmo local para ambos os casos. Do ponto de vista quantitativo, também foi possível observar semelhança, com resultados de deslocamento total máximo observado no mesmo local (extremidade superior da coroa) e com valores muito próximos, ao redor de 0,00017mm.

Figura 6.22 - Forças de tensão máxima em avaliação do conjunto considerando-se pino reto

Fonte: Camargo,S. 2014.

Na comparação de resultados de tensão de von Mises na coroa metálica para o pino reto com contato colado (Figura 6.23) com a condição de contato não colado rugoso (Figura 6.23), é possível observar semelhança, seja na localização da região de concentração de tensão, seja nos valores de tensão observados, os quais flutuam entre 0,45 MPa e 0,50 MPa em ambos os modelos.

Figura 6.23 - Tensão de von Mises localizado em coroa - no caso do pino reto

Fonte: Camargo et al. (2014)

Nos resultados das imagens da Análise de Elementos Finitos, pode-se identificar um comportamento semelhante quando se avalia a tensão máxima aplicada no conjunto (Figuras 6.7, 6.13 e 6.19), quanto isoladamente para coroas (Figuras 6.8 e 6.14) e raiz-réplica (Figuras 6.10, 6.16). Porém é possível identificar que os pontos de maior tensão principal (Figuras 6.9 e 6.15) e tensão de Von Mises (Figuras 6.12 e 6.18) acabam por desenvolver tensões com localizações opostas para pinos intrarradiculares (Figuras 6.9 e 6.15). O comportamento da tensão de Von Mises para o pino reto tem uma maior concentração no terço médio do comprimento do PIR – propriamente em sua face distal (Figura 6.18).

7 DISCUSSÃO

Para desenvolver um método de restauração para fraturas coronais com pouco remanescente, foi necessário o uso de retentores intrarradiculares inseridos na porção reta do elemento dental, ou que percorressem toda a extensão do canal radicular curvo do elemento dental escolhido. Como a fratura era extensa, um retentor contribuiu para aumentar a retentividade, e um núcleo estojado complementou a porção perdida para receber uma coroa total também ferulada.

Com os elementos protéticos definidos em retentores intrarradiculares com núcleo, dividiu-se o estudo em pinos intrarradiculares retos e curvos, ambos com núcleo. Núcleos estes ferulados (ou estojados) para que se pudesse garantir uma maior estabilidade e retentividade do conjunto, complementado com uma coroa total metálica.

Não havia na literatura referências do percentual de ocorrência destas fraturas tão específicas quanto o foco do projeto. Este foi o primeiro desafio de muitos que este projeto enfrentou: estudar a resistência biomecânica com testes de força direcionados em ângulo de 45 graus ao maior eixo longitudinal do dente canino, em uma posição mesio-bucal.

Os dentes foram padronizados quanto ao tamanho, pois os cães apresentam uma variedade grande de raças. Concluiu-se que obter um “n” satisfatório seria uma dificuldade. Outra dificuldade residia na relação da idade dos dentes escolhidos, por apresentarem origem com idades variáveis, e conseqüentemente canais radiculares de amplitude variada, além de variações quanto ao padrão das fraturas.

Uma homogeneidade dos elementos dentais fraturados era esperada, mas isto não seria possível aleatoriamente com dentes naturais. Sendo assim um molde foi idealizado para que se pudessem obter os dentes dentro de uma padronização correspondente a uma amostragem de idade utilizando uma resina composta cujas propriedades mecânicas fossem o mais similar possível. Com o molde resolveu-se também a questão da padronização de tamanho do elemento dental, na quantidade programada para o estudo (CAMARGO, 2011).

Os dentes com grande perda de tecido dentário coronal necessitam de um PIR que é obtido por instrumentação do canal radicular, com uma forma que varia de acordo com o tipo anatômico do elemento dental, e tem uma variação de comprimento conforme também citaram Schillingburg e Kessler (1987); Schwartz e Robbins (2004) e Pereira et al. (2009); que

indicam valores percentuais ao do comprimento do canal radicular, ou do tamanho da coroa que se deseja obter, ou com um comprimento máximo de pino intrarradicular, mas que permitisse obturar o terço final do canal, sempre.

Porém, dentes fraturados que necessitam de pouco ou nenhum preparo cirúrgico do remanescente e que apresentam uma proporção coronal que garante o sucesso da adaptação da prótese têm sido os preferencialmente escolhidos pela maioria de autores (HOLMSTROM; GAMMON, 1989; BRECH et al., 1997; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; COFFMAN et al., 2007; GIOSO, 2008).

São limitadas as orientações técnicas procedentes da odontologia veterinária que orientem para uma escolha da técnica de preparo ou indiquem formas geométricas de preparo para dentes com pouco remanescente coronal (GAMMON, 1989; SHIPP; FAHRENKRUG 1992; HOLMSTROM; HARVEY; EMILY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997c; VISSER, 1998).

Para avaliar a resistência e possível durabilidade da restauração de dentes despulpados, os ensaios mecânicos de resistência à fratura têm sido amplamente empregados (; MARCHI et al., 2003; NEWMAN et al., 2003; AKKAYAN et al., 2004; MITSUI et al., 2004; CARVALHO et al., 2005; TAN et al., 2005; TOKSAVUL et al., 2005; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; GONÇALVES et al., 2006; PEREIRA et al 2006; NAUMANN et al., 2006a,b; SILVA, 2007;) e os resultados são os mais variados possíveis. Dependendo sobretudo do padrão de instrumentação, do tipo do PIR que recentemente tem sido substituídos por pinos de fibra de vidros que se aderem melhor a interface da dentina, principalmente quando se utiliza cimentação resinosa, mas ao mesmo tempo tem um formato primário pré-estabelecido, ponto em que os pinos intrarradiculares metálicos ganham adeptos.

Coffman e Visser (2007) em sua revisão relatando 115 coroas totais adaptadas não esclarecem, ao utilizarem coroa metálica completa, se o fazem com pino intrarradicular ou não. O uso do PIR, principalmente em dentes caninos superiores e inferiores torna o trabalho complexo, exige instrumentação detalhada e precisa, principalmente ao empregar PIR-C. Estes autores reforçam a orientação para aplicação de coroa metálica em dentes que sofreram apenas ação abrasiva ou desgaste, mas que apresentem pouca perda coronal, ou seja, orientando a utilização da técnica apenas em dentes com remanescente coronal viável.

Na literatura as descrições favorecem as técnicas e relatos em dentes fraturados que não necessitam de “desgaste” para as adaptações das restaurações, ou em dentes que apresentam uma proporção de remanescente que torna-se um facilitador da ordem de mais de 6 milímetros de altura para sua recomposição, como descrito por Holmstrom e Gammon (1989); Harvey e Emily (1993); Brech et al. (1997); Wiggs e Lobprise (1997c); Van Foreest e Roeters (1998); Visser (1998); Coffman et al. (2007) e Gioso (2008).

Ao contrário do que se encontrou descrito, este projeto dedicou-se ao interesse de restaurar dentes com pouco remanescente coronal fraturado. A simulação de fratura mantinha apenas 3 mm de porção coronal. Daí a necessidade de se utilizar outras ferramentas de apoio como os pinos intrarradiculares, núcleos, e ainda valer-se de estojoamento ou férulas tanto nos núcleos quanto na coroa.

Um conceito muito interessante refere-se à observação do comportamento espástico da mordida do cão, principalmente nos cães de trabalho (polícia e patrulhamento), orientados para atacar um “elemento suspeito”. Com este comportamento ações repetidas de mordida estão desencadeadas, e com um pico da força de mordida para que o objetivo de cumprir a ordem de ataque seja executado. Assim, materiais extremamente resistentes devem ser empregados para a confecção das próteses nas coroas completas (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; GROVE, 1990; LINDNER et al., 1995; BRECH et al., 1997; BRINE; MARRETA, 1997; HAMEL et al., 1997; VISSER, 1998; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; DUPONT, 2001; CAMARGO, 2006; COFFMAN et al., 2007).

Não é tão difícil concordar com o ponto de vista de alguns autores como Lindner et al. (1995); Brech et al. (1997); Brine e Marreta (1997) e Hammel et al. (1997) que demonstraram uma variação da força de mordida partindo de 13 Newtons, ou atingindo até 1394 Newtons; com uma média mínima de valores de 163 Newtons ou 26,1 Kgf de força de mordida, pode-se comprometer restaurações protéticas nas quais objetivou-se um aumento reconstrutivo nas mesmas proporções do dente original, ou que o remanescente não disponha de uma estrutura de suporte para receber a adaptação protética (WIGGS; LOBPRISE, 1997c).

Fica claro que tentar recuperar o comprimento original do elemento dental de pacientes animais que apresentam anatomia do tipo secodontes - cúspides acentuadas - com a possibilidade de ampliar a condução da força pela pressão da mordida e com a

oclusão intercuspidal, notadamente para os dentes caninos, pode vir a facilitar a ocorrência de uma nova fratura (WIGGS; LOBPRISE, 1997a).

Visivelmente esta oclusão fica bem representada quando se interpreta o aumento da potência que a força de alavanca representa quando incide ao longo do eixo dos dentes caninos inferiores e superiores justamente quando o sistema estomatognático não consegue suportar ou absorver a ação destas forças (HAMMEL et al., 1997; BRINE; MARRETTA, 1999; VAZ et al., 1999).

Sob este raciocínio, consegue-se identificar a importância do cirurgião em preparar a nova estrutura geométrica do remanescente coronal fraturado com o objetivo de favorecer a permanência da prótese. Lembrando-se de utilizar as ferramentas necessárias para que o objetivo de reconstrução seja atingido. Fica claro também que se o operador não conseguir identificar e desenvolver quais formas serão apropriadas para cada caso, o insucesso será inevitável, corroborando com as indicações de Schillingburg e Kessler (1987); Holmstrom e Gammon (1989); Grove (1990); Shipp e Fahrenkrug (1993); Verstraete e Vuuren (1994); Saito (1999); Schwartz e Robbins (2004); Camargo (2006); Coffman et al. (2007); Schillingburg et al. (2007) e Gioso (2008).

Os artigos em odontologia veterinária são cautelosos e comedidos na indicação explícita deste tipo de reabilitação protética, reafirmando a conduta protética para indicações mais seguras na indicação de próteses unitárias, nunca as audaciosas como deste projeto, muito menos descrevem técnicas de retenção e preparo dos remanescentes coronários associados aos pinos intrarradiculares (BRINE; MARRETTA, 1997; VAN FOREEST; ROETERS, 1998; COFFMAN et al., 2007).

Concordava-se que a obturação do canal radicular encerrava o tratamento endodôntico. A restauração do dente era aplicada com um material restaurador inserido de forma incremental para proteger e afastar a contaminação. A restauração protética metálica total é sem dúvida um avanço nas técnicas protéticas para o paciente veterinário, protegendo tanto o tratamento endodôntico, quanto o remanescente dentário (HARVEY, 1985; MACHADO, 1992; COLLIN, HARVEY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997b; COHEN; BURNS, 1998; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; GIOSO, 2007).

Conforme prerrogativa de autores renomados na odontologia, preparar geometricamente os dentes extremamente danificados em sua porção coronal requer o apoio de um núcleo unido por um pino metálico, para recompor a magnitude do elemento

dental destruído sendo, sem dúvida, uma decisão e um passo considerável para se obter o sucesso da restauração (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; SAITO, 1999; CAMARGO, 2006).

As ações e destreza do operador responsável durante o preparo geométrico é imprescindível para garantir o sucesso da adaptação metálica. Tais predicados ainda se estendem no entendimento e manuseio de materiais de moldagens (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; CAMARGO, 2006; SCHILLINGBURG et al., 2007).

Não foi considerado importante discutir a classificação dos pinos quanto a serem ativos ou passivos retos ou cônicos. Mas concordou-se que tais fraturas coronais com pouco remanescente coronal vão necessitar de pinos intrarradiculares para que a distribuição de forças com maior resistência de fixação possa ser útil, e a opção por pinos moldados diretamente sobre o canal de acordo com a anatomia do canal, e introduzidos de forma passiva foi a escolha deste projeto. Entretanto os óbices com este procedimento para os PIR-C foram, evidentemente maiores. Muitos autores avaliaram que a melhor forma e comprimento do pino intrarradicular, deve contribuir na distribuição de tensões, e evitar a rotação do conjunto protético quando estiver sob ação de tais forças (CAPUTO; HOKAMA, 1987; SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SHIPP FAHRENKRUG, 1993; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; CAMPOS et al., 2005; CAMARGO, 2006; SCHILLINGBURG et al., 2007; REIS, 2010).

Anatomicamente, a estrutura dos dentes caninos dos animais em geral, e precisamente neste estudo, permitiu trabalhar ao mesmo tempo com pinos longos, mesmo se forem escolhidos os retos. Naturalmente alguns resultariam ovalados, formato que favorece a retentividade e evita o efeito rotação pela própria anatomia do canal radicular dos dentes dos animais (HARVEY; COLLINS, 1993; WIGGS; LOPBRIDE, 1997c).

Quanto aos pinos intrarradiculares, a forma e o comprimento usualmente estabelecidos entre 8 a 10 mm correspondente a $\frac{2}{3}$ do comprimento do canal radicular do dente em tratamento ou pelo mesmo valor do comprimento da coroa, ou $\frac{3}{4}$ do comprimento da raiz, ou metade do comprimento da raiz, ou ainda que possa ter o maior comprimento possível, porém sem comprometer o selamento endodôntico conforme os levantamentos indicados na literatura para os dentes naturais da odontologia humana, o que se apresentava diferente quando direcionados para a odontologia veterinária (SCHILLINGBURG; AMARANTE, 1998, 2003; PEGORARO, 2004).

Assim, dois desafios foram estabelecidos: um deles foi o de obter o maior comprimento de PIR-R que ultrapassasse a base da estrutura dento-alveolar reafirmados pelos autores Mori et al. (1997); Saito (1999); Gallo et al. (2002); Mitsui et al. (2004); Fokkinga et al. (2006); Dietschi et al. (2007); Santos Filho et al. (2008) e Giovani et al. (2009); e ainda mantivesse no trajeto natural do canal radicular do elemento dentário. O outro foi o de obter um PIR-C que se estendesse por quase todo o comprimento do canal radicular natural do elemento dentário (CONTIN et al., 2003; CAMARGO et al., 2012).

Tal alteração deveu-se justamente pelo fato de que a porção retificada de um dente canino de tamanho médio – correspondente ao modelo escolhido na pesquisa- permitiu uma instrumentação de sua porção radicular reta com um comprimento de 18 mm.

Esta padronização acompanhou a indicação de que o PIR deve sempre ultrapassar o nível do bordo da tábua óssea alveolar buscando evitar um efeito alavanca próximo ao remanescente coronal fraturado, aumentando o efeito de resistência do conjunto protético (CONTIN et al., 2003). Sendo assim dois tipos de pinos foram considerados. Um PIR-R (preparado para ocupar a porção retilínea do longo canal radicular dos dentes caninos) e o PIR-C (preparado para ocupar a maior extensão anatômica do canal radicular) ambos ligados ao núcleo para promover um aumento da coroa protética que seria reconstruída.

As duas propostas foram atingidas, com o objetivo de conferir retentividade que foi resultante no comprimento; distribuição melhor das cargas de forças resultantes das forças oclusais, baseando-se nos conceitos de Contin et al. (2003) e Schwartz e Robbins (2004), tanto para comprimento, ausência de rotação (pela configuração anatômica) quanto pela extensão da curvatura corroborando com os achados dos autores citados (KESSLER, 1987; SCHILLINGBURG et al., 1997; CONTIN et al., 2003; SCHILLINGBURG; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; PEREIRA et al., 2009).

Não se pode ainda deixar de ressaltar os resultados positivos que pinos metálicos rígidos conferem ao resultado esperado na reconstrução de dentes fraturados com pouco remanescente dental fraturado.

Houve a expectativa de que pinos metálicos pudessem causar danos irreparáveis ao restante do remanescente após sofrer nova ação de uma força oclusal no teste biomecânico, como seria durante uma ação de mordida, conforme alegam evidências nos artigos de Mori et al. (1997); Saito (1999); Gallo et al. (2002) e Fokkinga et al. (2006).

A pesquisa ainda se assegurou que ao utilizar dentes em resina composta, a mesma diferença entre materiais para os dentes naturais com as escolhas de pinos metálicos estaria analogicamente respeitada conforme foi avaliada e recomendada pelos artigos de Gallo et al. (2002); Contin et al. (2003); Mitsui et al. (2004); Schwartz e Robbins (2004); Fokkinga et al. (2006); Dietschi et al. (2007); Santos Filho et al. (2008) e Giovani et al. (2009).

Obter raízes-réplicas padronizadas em sua forma, composição e tamanho parecia ser um objetivo bastante simples.

Com o molde resolveu-se a dificuldade de se obter raízes-réplicas de dentes com um resultado de padronização satisfatório, utilizando-se resina composta foto-ativada. (CAMARGO, 2011).

A instrumentação e preparo cirúrgico dos canais radiculares, exigiu contornos e desvios para superar os óbices e ainda obter uma solução que resultou na utilização de dois moldes de réplicas específicos; um para cada tipo de pino.

Dois moldes foram desenvolvidos, um para as raízes-réplicas com os canais radiculares para os pinos retos, e outro que produzisse as raízes-réplicas com os respectivos pinos curvos.

A diferença básica entre os dois tipos de moldes, ficou caracterizada pela utilização no molde do PIR curvo que passou a acompanhar a raiz-réplica; enquanto o pino reto seria preparado e fundido segundo as técnicas usuais de obtenção denominada de Técnica de Nealon.

Ficou patente a segurança dos resultados com a utilização do que foi chamado de um atributo, ou ferramenta relativa a manobra técnica de projetar durante o preparo geométrico uma terminação em *slice*, ou em pena, que se estenda sobre o remanescente com o objetivo de produzir um cintamento ou férula. Tal recurso aplicado sobre o núcleo a fim de garantir a ação de proteção da férula também foi construído quando se fez o preparo do conjunto para obter a moldagem da coroa metálica. (SAITO, 1999; SCHILLINGBURG et al., 2007).

Os resultados produzidos pela férula ou cintamento puderam ser observados com a avaliação mecânica de resistência, conforme indicados pelos autores que defendem as propriedades positivas do efeito férula, bem como a aplicação de uma ferulação mínima de 0,5 mm (SAITO, 1999; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; PEREIRA et al., 2009; POIATE et al., 2009; CAMARGO et al., 2012).

Pode se observar ainda que em nenhum dos casos de avaliação biomecânica ocorreu desconstrução dos conjuntos protéticos, ou seja, com a coroa se deslocando –soltando-se – na relação do conjunto do núcleo metálico utilizado para produzir um aumento da coroa clínica. Foi positivo utilizar o atributo de ferulação projetado, o que recaiu sobre a possibilidade descrita de ocorrência de que se houvesse fratura as mesmas seriam favoráveis ao ponto de serem reformadas e reconstruídas (SORENSEN; ENGELMAN, 1990; SAUPE; GLUSKIN; RADKE, 1996; ISADOR; BRONDUN; RAVNHOLT, 1999; STANKIEWICZ; WILSSON, 2002; ZHI-YUE; YU-XING, 2003; AKKAYAN, 2004; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006; PEREIRA, 2006; PEREIRA et al., 2009; POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009).

Os cimentos são imprescindíveis para que se estabeleça uma conexão entre as interfaces dos retentores intrarradiculares com as respectivas paredes dentárias também representadas pela dentina. Para promover adesão do conjunto protético representado pelo pino e pelo núcleo na interface interna do canal radicular, e ainda finalizando com a adaptação da coroa metálica fundida dois tipos de cimentos compuseram a avaliação de resistência biomecânica (JUNGE et al., 1998; FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; ANUSAVICE, 2005c).

A capacidade de adesividade é sempre avaliada e exigida como uma de suas propriedades mais importantes no âmbito da contribuição para retenção da peça protética. Evidentemente que o operador deve seguir todos os passos na manipulação e aplicação dos mesmos para que os resultados estejam dentro das expectativas funcionais (JUNGE et al., 1998; FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; REID; KAZEMI; MEIERS, 2003; VARELLA et al., 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; ANUSAVICE, 2005c).

Assim, os dois cimentos foram escolhidos com o mesmo objetivo. Um deles é reconhecidamente o cimento com maior utilização na odontologia humana, e com um baixo custo, o que também reflete interesse para odontologia veterinária, representado aqui pelo fosfato de zinco e conhecido por sua característica em promover forte retenção mecânica (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; ANUSAVICE, 2005c; BOHN et al., 2007; MÜLLER, 2009).

O outro representa avanço tecnológico quando emprega princípios químicos de adesividade para as mesmas interfaces e com excelente resultado quando se utilizam pinos

metálicos: o cimento resinoso (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007).

Uma diferença importante na espessura da película entre os dois agentes cimentantes tornou a escolha inicial alvo de especulações. Enquanto se encontrava um cimento de fosfato de zinco com espessura de 25m μ , o cimento resinoso apresenta espessura de película inferior em alguns casos (21m μ) e superior em outros (27,7m μ), pois ficam dependentes do fator micro particulados ou nano-particulado relativamente as cargas inseridas no meio adesivo (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007). Todos estes enfoques puderam ser corroborados totalmente de acordo com os artigos consultados (MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; MEZZOMO; MASSA; ANUSAVICE, 2005c; SUZUKI, 2006; BOHN et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007; MÜLLER, 2009).

A insolubilidade no meio bucal não foi avaliada nesta pesquisa, mas aponta para um diferencial significativo para os cimentos resinosos, enquanto o cimento de fosfato de zinco apresenta alta solubilidade no meio bucal, e ainda possui características irritantes para a dentina (ANUSAVICE, 2005c).

Apesar de alguns autores defenderem que os cimentos resinosos são mais resistentes à tensão de carga, comparativamente com o cimento a base de fosfato de zinco, a capacidade adesiva em interfaces nos cimentos resinosos é um diferencial (FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; VARELLA et al., 2003; ANUSAVICE, 2005c; MEZZOMO; MASSA; SUZUKI, 2006), mas os resultados obtidos com os testes biomecânicos não possibilitaram esta confirmação sobre o uso ou sobre a escolha do mais indicado sobre o conjunto protético testado.

O fator de polimerização dual refletia positivamente a favor dos cimentos resinosos, bem como a ausência de necessidade de imbricações e menor influência aos efeitos do cisalhamento, com maior adesividade para com as interfaces dentina-metal, contra a menor adesividade relativa as ligas metálicas indicada nas avaliações do cimento de fosfato de zinco (FERRARI; VICHÍ; GRANDINI, 2001; MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001; MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003; VARELLA et al., 2003; MEZZOMO; MASSA; SUZUKI, 2006).

Curiosamente aqui, não se encontrou diferenças quanto ao tipo de cimentação na avaliação macroscópica e visual de resultados biomecânicos, posto que em ambos os casos não se observou separação do conjunto protético como era esperado.

Os dentes possuem características biomecânicas representadas por suas propriedades, bem como também os materiais dentários. Tais propriedades se baseiam na resistência do material quanto à deformação ou quanto à ocorrência de fratura quando uma força é aplicada de acordo com a definição clássica de Felbeck (1971).

Como a escolha recaiu para que dentes réplicas fossem criados, buscar materiais dentários que pudessem simular ou apresentar propriedades mecânicas similares foi de suma importância e assim com a comparação das propriedades mecânicas dos materiais e dos elementos dentais, foi possível escolher os materiais compatíveis para construção destes dentes réplicas, e dos materiais protéticos para o PIR com núcleo. As informações necessárias para a escolha do material similar para representar os dentes foram corroboradas pelas orientações de Lotti et al. (2006); Szhuanec (2007) e Soares et al. (2008), para que se pudesse manter uma estrutura bem similar para a construção das réplicas, e também para fornecer elementos que pudessem colaborar para fornecer os dados necessários para as fórmulas matemáticas que seriam utilizadas na técnica comparativa dos elementos finitos que foram necessárias para elaborar as formas geométricas, as malhas e os nós destes elementos de estudo.

Ao se estudar o efeito das forças aplicadas nos dentes (cargas) foi possível obter o efeito destas tensões sobre as áreas críticas e assim obter orientações e metodologias variadas. E ainda utilizar o comparativo dos resultados deste estudo com a realidade encontrada nos testes biomecânicos (LOTTI et al., 2006).

Pierrisnard et al. (2002); Franco et al. (2006); Lotti et al. (2006) e Silva et al. (2009) utilizam conceitos elucidativos quando se baseiam na diferença entre os módulos de elasticidade dos pinos e da dentina para justificar o motivo e assim responsabilizar esta diferença de incompatibilidade de propriedade destes materiais com o resultado das fraturas por tensão.

Desta forma, a escolha objetiva destes materiais é responsável por afetar efetivamente os resultados que podem conduzir ao sucesso ou insucesso das restaurações deste porte (SILVA et al., 2009).

Obter raízes-réplicas padronizadas parecia ser um objetivo bastante simples. Dominar a técnica para resultar em uma padronização das raízes-réplicas constitui-se no desafio cumprido no mestrado (CAMARGO, 2011). A utilização de uma resina composta foto

ativada com as propriedades mecânicas semelhantes à dentina natural possibilitou a padronização das raízes-réplicas.

Durante os testes piloto uma repetição dos passos foi necessária para que o domínio da técnica possibilitasse obter os resultados ideais desejados para as raízes-réplicas. Foi quando se descobriu que seriam necessários dois moldes em acrílico transparente: um para os canais radiculares para os pinos retos, e outro que reproduzisse as raízes com os respectivos pinos curvos.

Para se obter os pinos retos, o molde inicial obtido no período do mestrado mostrou-se eficiente (CAMARGO, 2011). A instrumentação uniformizada e padrão para que o pino reto instrumentado na porção retificada do canal radicular e posteriormente moldado com as técnicas de moldagem com silicone fluída transcorreu sem dificuldades e dentro das técnicas tradicionais de Saito (1977) e Schillingburg (2007), onde o pino reto seria preparado e fundido segundo as técnicas usuais de obtenção denominada de Técnica de Nealon.

Para se instrumentar 24 mm de canal radicular em uma raiz-réplica o material manipulado, por tratar-se de uma resina composta fotopolimerizável, não permitiu a ação de elementos químicos usuais como o EDTA, ou o hipoclorito de sódio, daí percebeu-se que uma importante mudança de percurso para alcançar a solução que se fazia necessária principalmente na instrumentação do canal radicular do pino curvo. Esta situação foi contornada com o preparo do canal radicular e moldagem do pino reto.

Durante o preparo cirúrgico, além das técnicas de preparo executadas com as pontas diamantadas, os materiais de moldagem comprovaram sua importância em favorecer que se obtivesse a cópia fiel não apenas do canal radicular, bem como dos preparos coronais, ressaltando sua importância nos resultados do conjunto protético corroborando com as indicações precisas de Schillingburg e Kessler (1987) e Schwartz e Robbins (2004).

Em contrapartida, a ausência de orientações do preparo cirúrgico dos canais radiculares curvos, particularmente nos dentes caninos de cães, cujos canais radiculares são extensos, foi compensada com exaustivo e repetitivo procedimento com o objetivo de solucionar a moldagem até o ápice da porção radicular que insistia em se prender por alguma forma de retenção e assim impedir a retirada integral do pino de silicone moldado, e ainda também de dificultar a inserção de um guia que pudesse orientar e manter a posição do modelo depois de pronto. A conclusão foi a de que os óbices surgiram principalmente por

se tratar de um canal radicular com menor instrumentação e que resultou em pouco diâmetro e ainda curvo.

Tais óbices foram apresentados em materiais e métodos. A solução resultou em desenvolver método que permitisse obter simultaneamente o canal radicular preparado, moldado, fundido e que ainda representasse o PIR curvo que seria utilizado como conjunto protético.

Assim, primeiramente utilizando um troquel da raiz-réplica em gesso, obteve-se o modelo de PIR-C, e com ele padronizou-se um molde de silicone para que se obtivessem os PIR curvos necessários para compor as raízes-rélicas com os respectivos pinos curvos. Um novo molde em RAQA foi construído para abrigar os pinos previamente obtidos e que além de serem responsáveis pelo canal radicular da réplica, também passaram a fazer parte, compondo-se nos PIR curvos.

Notadamente os levantamentos indicados na literatura para os dentes naturais da odontologia humana foram observados e os conceitos transferidos usualmente para a odontologia veterinária cuja extensão correspondente aos dentes caninos tem uma variação de acordo com a raça do paciente animal, mas em geral possibilitam bom aproveitamento da porção radicular retilínea, ou de toda a extensão curva do canal radicular (HARVEY; EMILY, 1993; HOLMSTRON; GAMMON, 1994; WIGGS; LOBPRISE, 1997a).

Assim, estruturado nestas referências, obter o maior comprimento de PIR-R que ultrapassasse o nível da estrutura dento-alveolar da tábua óssea, e ainda conseguir que o mesmo se mantivesse no trajeto natural do canal radicular do elemento dentário foram princípios almejados e obtidos para os pinos retos. Consequentemente o outro foi o de obter um PIR-C que se estendesse por quase todo o comprimento do canal radicular natural do elemento dentário, sem comprometer a obturação endodôntica, referendado por Bloom (2007), dispensou-se a obturação da terço apical para os PIR curvos.

Portanto, a instrumentação da porção retificada de um dente canino de tamanho médio – correspondente ao modelo escolhido na pesquisa- foi concluída inteiramente dentro das indicações e necessidades, sem inviabilizar a resistência da porção radicular e com um comprimento de 18 mm.

A escolha de estudar uma restauração protética para um remanescente coronal fraturado que apresentasse o valor mínimo de 3 mm, implicou diretamente na exigência de um núcleo que permitisse recompor com a altura o comprimento do elemento protético, e

simultaneamente aumentar a área de contato e a resistência na fixação da coroa metálica. Finalizando, a junção de um PIR também promoveu ação retentiva satisfatória (MORI et al., 1997; SAITO, 1999; GALLO et al., 2002; CONTIN et al., 2003).

Estes núcleos portadores de um estojoamento ou férula responsáveis pela retentividade e por evitar o deslocamento do conjunto que seguiu apoiado em um fragmento menor de remanescente coronal preparado cirurgicamente, e foi suportado pelo espelho (SAITO, 1999; AKKAYAN, 2004; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007; PEREIRA et al., 2009; POIATE et al., 2009; CAMARGO et al., 2012).

O mesmo raciocínio foi empregado para a coroa metálica que recobriu o conjunto protético e a porção dentinária do remanescente dentário; no qual foram providos do mesmo estojoamento ou férula, apresentada na Figura 6.2 do Material e Método (SAITO, 1999; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; SCHILLINGBURG et al., 2007).

A expectativa de que dentes com a proteção de estojoamento sofressem uma ação danosa menor, ou pudessem ser recuperados proteticamente ficou embasada no conceito específico deste atributo protético (SORENSEN; ENGELMAN, 1990; SAUPE; GLUSKIN; RADKE, 1996; ISADOR; BRONDUN; RAVNHOLT, 1999; STANKIEWICZ; WILSSON, 2002; ZHI-YUE; YU-XING, 2003; AKKAYAN, 2004; BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006; PEREIRA, 2006; SILVA, 2007; PEREIRA et al., 2009; POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009).

Com os conjuntos protéticos preparados e inseridos em segmentos plásticos de PVC com o auxílio da RAQA, foram montados os corpos de prova e sequencialmente testou-se a amplitude de resistência a fratura; com a avaliação biomecânica com uma Máquina Universal Kratos, conforme a orientação de literatura desenvolvida por Silva (2007).

A escolha do posicionamento do corpo de prova inserido em um bloco com angulação de 45 graus, resultando em aplicação de uma força perpendicular ao longo do eixo do dente com um desvio de ação indicado pelo ponto de apoio adaptado na coroa (Figura 5.36) e de natureza compressiva, representou propriamente a ação de ocorrência usual de mordida pela ação da oclusão em “torques” com os dentes incisivos e intercuspidal entre os dentes caninos quando estão em ação de preensão de material com um diferencial de dureza superior ao material dentário, seja por ordem alimentar ou por ação de stress por mordedura, ou funcionalmente durante o trabalho no caso de cães de guarda ou da força policial (Figura 5.37)

Utilizar um molde em RAQA e com ele obter uma padronagem dos elementos radiculares projetados para serem obtidos com um remanescente coronal também padronizado em 3 mm foi desde o princípio um desafio executado por partes. A técnica do molde de RAQA foi desenvolvida na dissertação de mestrado (CAMARGO, 2011).

O PIR-R foi preparado para ocupar a porção retilínea do longo canal radicular dos dentes caninos, e o PIR-C foi preparado para ocupar a maior extensão anatômica do canal radicular, ambos ligados ao núcleo para promover um aumento da coroa protética que seria reconstruída.

No que se refere ao retentor curvo, e com os óbices citados anteriormente com a instrumentação; e como o objetivo desenvolvido nesta pesquisa em nenhum momento preocupou-se com realização de técnicas de preparo e moldagem do canal radicular. Explicando melhor, primeiro porque se deparou na sequência com o uso de dentes artificiais. Diametralmente opostos da realidade encontrada em dentes naturais. O interesse esteve sim na possibilidade de escolha entre o uso de dois tipos diferentes de retentores. E no caso do PIR-C, teve-se que optar por obter um modelo de pino, que ao mesmo tempo serviria de modelo para o canal radicular e consequentemente pudesse ser utilizado como PIR-C da raiz-réplica resultante.

Portanto se considerou viável a solução empregada para a obtenção da réplica com o pino curvo, posto que não se avaliasse em nenhuma fase de Materiais e Métodos o mérito da forma ou do meio da instrumentação para obter o pino curvo. Vale reforçar que no caso de um dente natural, todas as ferramentas químicas de instrumentação teriam sido uteis e favorecer uma instrumentação com um resultado de acordo com a necessidade do caso implícito.

Mais uma vez o PIR-C travou a evolução do método quando se observou que apesar de estruturalmente dimensionado para construir o canal radicular para as raízes-réplicas, o ajuste obtido foi de tal perfeição que tornou difícil fazer a retirada do pino do conjunto com raiz-réplica. A solução foi alcançada com a utilização de uma camada de cera aplicada sobre a extensão do pino bem como também do pincelamento de um desmoldante para permitir o deslocamento do pino e assim promover um “espaço” que seria posteriormente ocupado pelo cimento empregado na fixação do conjunto, passos aplicados na obtenção da raiz-réplica para PIR-C (Figura 5.21).

Outro ponto relevante ficou por conta do gabarito utilizado para se obter um posicionamento padronizado durante as inclusões dos conjuntos de raízes com as referidas próteses nos tubos de PVC.

Curiosamente a demarcação proporcionada pela linha de cera derretida que recobria a superfície da raiz-réplica com uma distância menor que 1 mm abaixo da coroa metálica cimentada, serviu adequadamente para facilitar o posicionamento do conjunto no procedimento de inclusão. (Figuras 5.23 e 5.31).

Para a simulação do espaçamento do ligamento periodontal, novamente a cera azul que foi utilizada e que recobriu a superfície da raiz-réplica (Figura 5.23) promoveu um espaçamento ocorrido com a sua retirada. Isto permitiu que o silicone destinado a preencher este espaço fosse aplicado com relativa facilidade (Figura 5.33).

Os ensaios biomecânicos foram articulados com base em estudos que utilizaram este mesmo processo como o de Mitsui et al 2004; Silva (2007) e Poiate (2009); de forma a resultar em uma relação estatística que favorecesse relacionar as ocorrências encontradas com os diferenciais entre pinos curvos e retos e os respectivos cimentos utilizados.

Com o teste de Kolmogorov-Smirnov verificou-se a distribuição dos dados obtidos no que se refere a deslocamento (em milímetros), tempo (em segundos) e carga (em Newtons). Como a análise do teste estatístico resultou não paramétrico foi realizado o Método de Kruskal Wallis Test. Com os testes estatísticos (Tabela 6.4) obteve-se um resultado de $p=0,552$ que vem indicar que não houve diferença entre os 4 grupos avaliados - Grupos (Grupo 1: Pino curvo ALLCEM resinoso; Grupo 2: Pino curvo Fosfato de Zinco; Grupo 3: Pino reto ALLCEM resinoso; Grupo 4: Pino reto Fosfato de Zinco - tanto para pino reto com cimento resinoso e fosfato, quanto para pino curvo com cimento resinoso e fosfato (Gráfico 6.1).

Tanto ao parâmetro carga ($p=0,158$) quanto ao parâmetro tempo ($p=0,579$) não houve diferença entre os grupos, resultados que se confirmam com os Gráficos 6.2, e 6.3) respectivamente, onde a média e mediana entre os grupos visualmente não mostraram variação significativa entre os grupos.

Encontrou-se subsidio e orientação no trabalho de Mitsui et al (2004) e Silva (2007) justamente pela associação com PIR, mas diferenciando-se pelo tipo de ação de forças mecânicas onde nesta pesquisa prioriza uma ação continua e perpendicular, enquanto Silva (2007) adota uma força com aplicação cíclica com 3 episódios com 05 ciclos cada um sob

uma tensão de 50 N. A força unidirecional aplicada foi de 0 a 100 N, com uma força tangencial em face mesial, optou-se por uma força progressiva até a fratura, em face mesio-distal vestibularizada

Enquanto Silva et al. (2007) mesclam uma comparação entre materiais diferentes avaliando PIR metálicos de níquel-cromo, contra pinos de fibra de vidro e núcleo em resina composta, mas utilizando na cimentação apenas um tipo de cimento, o resinoso, e Mitsui et al (2004), introduz o uso de um pino de titânio contra pinos de fibra e ainda com fibra de carbono, e também com cimento resinoso. Com um comprimento padronizado em 9 mm, utilizou-se em ambos os casos pinos metálicos de Ni-Cr, com comprimentos de 18 e 24 mm respectivamente para o PIR-R e PIR-C.

Em sua avaliação final, Silva (2007), classifica o resultado da fratura em catastrófica ou reparável. Nesta com os pinos metálicos de Ni-Cr-Mo, acredita-se que possa ser avaliado macroscopicamente e com alguma outra forma de diagnóstico os resultados obtidos com os dentes artificiais, promovendo uma desconstrução metódica e cuidadosa dos mesmos para que se possa chegar a algum nível conclusivo visual.

Freeman (2007) além de estabelecer uma média do valor da força de 1170N, com uma média menor de 644N para os animais jovens de 1 ano responsável pela fratura, também enxerga nos elementos finitos a possibilidade de prever onde isso vai acontecer; corroborando com os resultados obtidos com este estudo de elementos finitos. Chega a eleger a média desse valor, bem como a variação que ocorre de acordo com a idade do animal. Elencando a maior porcentagem justamente nos animais mais jovens cujo canal radicular é mais amplo.

Neste projeto, a média se encontra na faixa de 600 a 900 N no comparativo entre variações com o tipo do PIR empregado e também com o cimento.

Da mesma forma os resultados com os elementos finitos pode-se dirigir a expectativa para as áreas de maior stress para ocorrência de fratura.

Não existe precedente na literatura veterinária, que utilizasse PIR-R e PIR-C, e ainda associando um núcleo metálico ferulado, com a adaptação final da coroa metálica fundida, configurando uma prótese unitária total em dente fraturado com pouco remanescente coronal.

A disposição de estabelecer restauração em dentes fraturados com um remanescente coronal de 3 mm, por si configurou o grau de dificuldade de todo o

procedimento e também uma certa audácia no feito de reconstrução de fratura em animais domésticos ou mesmo se estendendo o conceito para carnívoros selvagens.

Parte do sucesso na manutenção da prótese se deve ao contexto de que este dente não é um dente de função mastigatória. Porém, posto que seja um dente de ataque, defesa e de preensão de alimentos, com um fechamento intercuspidal, com um efeito alavanca evidente entre as faces mesial e distal dos caninos inferiores e superiores enfrenta-se uma desvantagem grande (CAMARGO, 2006).

Não se observou deslocamento da coroa ou do PIR, corroborando com os resultados encontrados por Silva (2007). Mas pode-se constatar nos resultados biomecânicos as falhas que evidenciaram a extrusão do dente do corpo de prova que representava o alvéolo dental. Com isto pode-se construir-se aqui um paralelo com o cotidiano clínico do médico veterinário que se depara com as lesões de avulsão dentária destes elementos dentários

Os tipos de fraturas que ocorreram não foram identificadas ou classificadas nesta fase do projeto. Pode-se ainda desenvolver esta avaliação, se for de interesse para uma fase final de todo este projeto

Ao contrário de Poiate et al. (2009), que variou a extensão da férula e o ângulo de inclinação da mesma, visamos o PIR com a cimentação, mantendo uma extensão de 0,5 mm tanto para a férula do núcleo, quanto para a férula da coroa total sem variação de ângulo na adaptação da férula.

Com os parâmetros dos elementos finitos, através dos modelos tridimensionais foram obtidos modelos geométricos para todas as estruturas uteis no teste biomecânico, ou seja, o corpo de prova com a raiz-réplica montada, a raiz-réplica com o remanescente dental; ligamento periodontal; coroa metálica; PIR-curvo e PIR-reto com núcleo (Figura 5.37).

Com estes dados, aplicados no programa Rhinoceros versão 4.0 SR9 da McNeel, foram analisados a tensão máxima principal e o deslocamento ocorrido nos pinos intrarradiculares e raízes, coroa e o conjunto resultante; a Tensão de Von Mises na coroa como elemento protético e na raiz-réplica, e o mesmo raciocínio considerando-se que os elementos montados tem contato entre si, porém sem estarem colados, ou seja, cimentados.

Os resultados permitem identificar os pontos de tensão e estresse do material, onde provavelmente será possível ocorrer ruptura ou deslocamento do conjunto. Tais resultados

demonstrados com estas áreas de tensão, conferem positivamente com todos os artigos onde foram ressaltados a importância do atributo da férula ou cintamento tanto em núcleo, quanto em coroa metálica (MORI et al., 1997; SAITO, 1997; SCHILLINGBURG et al., 1997, 2007; CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; PEREIRA et al., 2009; POIATE et al., 2009).

O modelo geométrico da coroa, tanto em pinos curvos quanto em pinos retos, identifica a férula suportando uma tração significativa na face mesial – arrancamento – enquanto a força está posicionada sobre o ponto mesio-vestibular indicado. Este resultado por si representa a importância da férula para a estruturação do conjunto fixado sob cimentação seja ela tanto pelo fosfato de zinco quanto pelo cimento resinoso, e independentemente do emprego do pino reto ou curvo (Figuras 6.8 e 6.14).

Inicialmente os contatos aplicados foram do tipo colado, o que simula uma integração do conjunto núcleo, pino com o remanescente radicular, como se o dente e os componentes protéticos agissem de forma unificada.

Além disso, manteve-se na interface da estrutura metálica e supostamente orgânica, ou seja a dentina representada pela estrutura de resina composta, uma estrutura de cimentos representados pelo fosfato de zinco, e pelo cimento resinoso, que apesar de não fazerem parte com uma integração suficiente para supor uma ação em conjunto, isto não foi considerado neste estudo de forma separada ou individualizada.

Quando se avaliou o contato não colado, a proposta de análise recai sobre o aspecto das tensões agindo nas interfaces para o contato não colado, porém rugoso.

Quando se considera o contato não colado, o pino apresentou mais chances de transferir esforços a raiz, e isto poderia se transformar em uma suposição mais real e assim observar melhor a chance de ocorrer uma fratura radicular, destacando a ocorrência de efeitos deletérios de um ou de outro conjunto protético utilizado.

Quando se avaliou a situação simulando contatos colados, a tensão máxima principal, representando tração, resultante sobre o remanescente coronal pode-se identificar a região superior na face mesial conforme identificado na figura 6.7; e figura 6.10 para o caso do pino curvo, e a menor tensão principal em sua face distal, sugerindo compressão.

No que diz respeito ao modelo de pino curvo com contato não colado rugoso, é possível comparar o campo de deslocamentos (Figura 6.19) com o mesmo resultado para o modelo de contato colado (Figura 6.7). Neste caso observa-se grande semelhança

qualitativa, com o mapa de cores demonstrando a formação de um fulcro em região mediana da raiz, próximo à face vestibular, com deslocamento máximo posicionado no topo da coroa. Quantitativamente observa-se igual semelhança, com os deslocamentos de pico ocorrendo nos mesmos locais e com valores de 0,00017mm (região de maior intensidade de cor vermelha) tanto para os contatos colados, quanto para os não colados.

Do ponto de vista do resultado de tensões principais máximas, é possível observar variações bastante fortes na superfície de interface do pino com a dentina, o que é característico do contato não colado rugoso, o qual apresenta muita instabilidade por permitir o descolamento do contato, mas se opor ao deslizamento por ser rugoso. Essa variação produz resultados inconsistentes, como é o caso dos picos de máximo e mínimo muito próximos (0,00017 MPa) evidenciados na Figura 5.6. Por conta disso, o estudo desse tipo de resultado precisa se basear em valores médios, o que no caso do resultado da figura 5.6 implica em assumir um valor na escala de cores entre 0,1 MPa e -0,2 MPa. Considerando esta faixa de variação, é possível comparar com resultado semelhante obtido para o caso do mesmo pino, mas com hipótese de contato colado (Figura 6.20)

Quando observou-se o resultado da Tensão de von Mises na região da férula do núcleo metálico com a dentina, é possível observar a concentração de tensão ocorrendo na mesma região, seja no modelo de pino curvo com contato colado, seja naquele com contato não colado rugoso. Além disso, os valores de tensão nessas regiões também são semelhantes, indicando grande similaridade mecânica (Figura 6.11) nas duas situações (Figura 6.21).

Com esta modificação no raciocínio há que se pensar em um sistema com atrito infinito, que segue mantendo ambas as superfícies de cada interface em contato direto entre ambas. Se houver um afastamento ou seja um deslocamento de abertura da interface, o contato passa a ser zero entre as interfaces e passa a se considerar a ocorrência de um afastamento ou deslizamento entre as superfícies.

Este raciocínio possivelmente pode ser associado intuitivamente nas superfícies cujos corpo de prova foi empregado o cimento de fosfato de zinco, pelo efeito do embricamento que pode ocorrer com a película cimentante, o qual oferece resistência ao cisalhamento, mas é fraca para resistir ao afastamento.

Neste caminho, quando se dirige o raciocínio para contato entre as interfaces do tipo colado pino intrarradicular-superfície do canal radicular representado pela dentina, fica mais

coerente o raciocínio sobre o uso do cimento resinoso, que mantém um contato mais íntimo entre as interfaces de forma direta e que seguem representadas referindo as figuras que mostram tensões principais máximas em coroa, não em pino.

Ao associar resultados das imagens da Análise de Elementos Finitos, pode-se identificar um comportamento semelhante quando se avalia a tensão máxima aplicada no conjunto (Figuras 6.7, 6.13 e 6.19), quanto isoladamente para coroas (Figuras 6.8 e 6.14) e raiz-réplica (Figuras 6.10, 6.16). Porém é possível identificar que os pontos de maior tensão principal (Figuras 6.9 e 6.15) e tensão de Von Mises (Figuras 6.12 e 6.18) acabam por desenvolver tensões com localizações opostas para pinos intrarradiculares (Figuras 6.9 e 6.15). O comportamento da tensão de Von Mises para o pino reto tem uma maior concentração no terço médio do comprimento do PIR – propriamente em sua face distal (Figura 6.18).

Finalizando as simulações baseadas no método dos elementos finitos apresentados neste estudo observou-se que resultaram em modelos geométricos com características fundamentais para o remanescente coronal preparado e incluindo tanto o PIR-R, quanto o PIR-C. Tais modelos possibilitam a realização de projeções importantes, a partir da alteração apenas das propriedades mecânicas (como o índice de Poisson e Módulo de elasticidade ou de Young), pois a descrição matemática foi validada para os modelos geométricos com a forma de um PIR-C, ou PIR-R. Estes modelos geométricos podem ser considerados sendo constituído de outros materiais como por exemplo os pinos de fibra, ou ligas metálicas tanto para o núcleo quanto para a coroa, bastando substituir os seus respectivos parâmetros correspondentes a cada material de interesse em um novo estudo.

Este estudo sugere que seja possível continuar a pesquisa com uma avaliação minuciosa dos “estados em que se encontram os corpos de prova e as respectivas amostras de raiz-réplica com os conjuntos protéticos analisando uma classificação sobre o ocorrido com as fraturas neste projeto, promovendo uma desconstrução dos corpos de prova.

CONCLUSÃO

8 CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos, foi possível concluir que:

1. A coroa metálica estojada apresenta resultados efetivos de retenção, posto que em nenhum dos testes apesar da força aplicada estar direcionada diretamente sobre a mesma, não houve separação ou deslocamento deste atributo protético;
2. Não houve diferença nos testes de análise biomecânica entre os tipos de pinos intrarradiculares utilizados quanto a sua resistência a fratura. Tanto o PIR-R quanto o PIR-C desde que sejam produzidos com núcleo estojado possuem ação efetiva de resistência à fratura;
3. Não houve diferença nos testes de análise biomecânica entre os tipos de cimentos utilizados na cimentação protética;
4. Os Testes de Análise por elementos finitos corroboram com os prováveis pontos sofríveis de tensão de deformação localizados sobre a área de remanescente coronal para os deslocamentos de fratura do elemento dental. Os resultados com os testes elementos finitos comprovam a eficiência dos elementos ferulado do núcleo e da coroa metálica para que se obtenha os efeitos de resistência a fratura.

REFERÊNCIAS

ADANIR, N.; BELLI, S. Stress analysis of a maxillary central incisor. **European Journal of Dentistry**, v. 1, p. 67-71, 2007.

AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **Journal Prosthetic Dentistry**, v. 92, n. 2, p. 155-162, 2004.

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **Journal Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 4, p. 431-437, 2002.

ALBUQUERQUE, R. C. **Estudo da resistência à fratura de dentes reconstituídos com núcleos de preenchimento. Efeito de materiais e pinos**. 1995. Dissertação (mestrado em Odontologia restauradora) - Faculdade de Odontologia, UNESP, Araraquara, 1995.

ANUSAVICE, K. J. PHILLIPS: materiais dentários. In: _____. **Categorias gerais e propriedades dos materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005a. Cap. 1, p. 4-18.

ANUSAVICE, K. J. PHILLIPS: materiais dentários. In: _____. **Cimentos odontológicos** 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005c. Cap. 16, p. 419-467.

ANUSAVICE, K. J. PHILLIPS: materiais dentários. In: _____. **Propriedades mecânicas dos materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005b. Cap. 4, p. 70-96.

AMERICAN VETERINARY DENTAL COLLEGE (AVDC). Veterinary dental nomenclature. **Journal Veterinary Dentistry**, v. 24, n. 1, p. 54-57, 2007.

BARJAU-ESCRIBANO, A.; SANCHO-BRU, J. L.; FORNER-NAVARRO, L.; RODRÍGUEZ-CERVANTES, P. J.; PÉREZ-GONZÁLEZ, A.; SÁNCHEZ-MARÍN, F. T. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Operative Dentistry**, v. 31 n. 1, p. 47-54, 2006.

BLOM, P. O. B. **Análise comparativa da resistência à compressão de raízes obturadas com gutapercha e cimentos endodônticos –Sealer 26® e Endofill® versus Resilon® e Epiphany®**. 2007. 69 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) - C. P. O São Leopoldo Mandic, Centro de Pós-Graduação Campinas, Campinas, 2007.

BOHN, P. V.; ANDRIOLI, D.; LEITUNE, V. C. B.; COLLARES, F. M.; BOTEAGA, D. M.; MEIRA, D.; FORGES, C. B.; SAMUEL, S. M. W. Cimentos usados em prótese fixa: uma pesquisa com especialistas em prótese de Porto Alegre. Cements used for fixed prosthodontics: a survey with Porto Alegre specialists **Revista Faculdade Odontologia**, Porto Alegre, v. 50, n. 3, p. 5-9, 2009.

BRECH, C. L.; HAMEL, L.; LE NIHOAUANNEN, J. C.; DACULSI, G. Epidemiological study of canine teeth fractures in Military Dogs. **Journal of Veterinary Dentistry**, v. 14, n. 2, p. 51-55, 1997.

BRINE, E. J.; MARRETTA, S. M. Endodontic treatment and metal crown restoration of a fractured maxillary right fourth premolar tooth: a case report. **Journal of Veterinary Dentistry**, v. 16, n. 4, p. 159-163, 1999.

CAMARGO, S. L. S. **Restaurações metálicas fundidas**: relato de caso. 2006. 122 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Odontologia) - ANCLIVEPA, São Paulo, 2006.

CAMARGO, S. L. S. **Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável**. 2011. 134 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

CAMARGO, S. L. S.; GIL, C.; CAMPOS, T. N.; CONTIN, I.; MORI, M.; GIOSO, M. A. Retentores intrarradiculares na reconstrução coronal com restauração metálica fundida. **Clínica Veterinária**, n. 97. p. 56-63, 2012.

CAMPOS, C. M.; VICENTE DA SILVA, C. H.; LEITE, E. B. C.; CAMPOS, F. B.; TAVARES, F.; LIMA, G. M. S. Pinos intra-canais pré-fabricados. **Odontologia.com.br** em 24 de março de 2003. Disponível em: <<http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?Id=360>>. Acesso em: 10 ago. 2005.

CAPUTO, A. A.; HOKAMA, S. N. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. **Quintessence International**, v. 18, p. 431-435, 1987.

COFFMAN, C. R.; VISSER, L.; VISSER, C. J. Tooth preparation and Impression for full metal Crown restoration. **Journal of Veterinary Dentistry**, v. 24, n. 1, p. 59-65, 2007.

COHEN, S.; BURNS, C. B. **Pathways of the pulp**. 7th ed. St. Louis: CV Mosby, 1998. p. 691-717.

CONTIN, I.; MORI, M.; CAMPOS, T. N. Retentores intrarradiculares fundidos. In: CONCLAVE ODONTOLÓGICO INTERNACIONAL DE CAMPINAS, 15., 2003, Campinas. **Anais...** 2003. ISSN 1678-1899-n.104.

DIETSCHI, D.; DUC, O.; REJCI, I. K.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Internacional**, v. 38, n. 9, p. 733-74, 2007.

DUPONT, G. Restorative procedures after root canal therapy. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 16, p. 151-154, 2001.

- FAHRENKRUG, P. Endodontic access preparation of maxillary fourth pre-molar, which results in better post procedure stability. In: ANNUAL VETERINARY DENTAL FORUM, 10, 1956, Houston. **Proceedings...** 1996. p. 150.
- FELBECK, D. K. **Introdução aos mecanismos de resistência mecânica**. Tradução Marco A. P. Jordão. São Paulo: Edgard Blucher, 1971. p. 1-23.
- FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. **Dental Materials**, v. 17, p. 422–429, 2001.
- FOKKINGA, W. A.; KREULEN, C. M.; LE BELL, R. O.; NNLO, F. A. M.; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K.; CREUGERS, N. H. J. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. **European Journal Oral Science**, v. 114, n. 3, p. 250–256, 2006.
- FRANCO, A. P. G. O.; MARTINS, G. C.; ULBRICH, N. L.; GOMES, O. M. M.; HECKE, M. B. Análise computacional de caninos superiores reforçados por pinos intrarradiculares. **Revista Dens**, v. 14, n. 2, 2006. Disponível em: < <http://ojs.c3sl.ufpr.br/ojs/index.php/dens/article/view/6042/6369>>. Acesso em: 12 out. 2014.
- FREEMAN, P. W.; LEMEN, C. A. An experimental approach to quantifying strength of canine teeth. **Journal of Zoology**, (Lond.), v. 271, p. 162–169, 2007.
- FREEMAN, P. W.; LEMEN, C. A. Material properties of coyote dentine under bending: Gradients in flexibility and strength by position. **Journal of Zoology**, (Lond), v. 275, n. 2, p. 106–114, 2008.
- GALLO, J. R. III.; MILLER, T.; XU, X.; BURGESS, J. O. In Vitro Evaluation of the Retention of Composite Fiber and Stainless Steel Posts **Journal of Prosthodontics**, v. 11, n. 1, p. 25-29, 2002.
- GIOSO, M. A.; VENCESLAU, A. Prevalência de exposição pulpar e correlação com dieta em cães e gatos anestesiados no hospital veterinário FMVZ-USP. In: CONPAVEPA, 2., 2002, [São Paulo]. **Anais...** 2002. p. 45.
- GIOSO, M. A. **Estudo da viabilidade dos procedimentos clínico-cirúrgicos para a confecção de próteses unitárias e sua longevidade em dentes de cães e gatos**. 2008. 75 f. Tese (Livre-Docente) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- GIOSO, M. A. **Odontologia veterinária para o clínico de pequenos animais**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2004. 185 p.
- GIOSO, M. A. **Odontologia veterinária para o clínico de pequenos animais**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2007. 145 p.
- GIOVANI, A. R.; VANSAN, L. P.; SOUSA NETO, M. D.; PAULINO, S. M. In vitro fracture resistance of glass fiber and cast metal posts with different lengths. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 101, n. 3, p. 183-188, 2009.

- GROVE, T. K. Functional and esthetic crowns for dogs and cats. **Veterinary Medicine Report**, v. 2, p. 409-420, 1990.
- HAMEL, L.; LE BRECH, C.; BESNIER, N. J.; DACULSI, L. G. Measurement of biting-pulling strength developed on canine teeth of military dogs. **Journal Veterinary Dentistry**, v. 14, n. 2, p. 57-60, 1997.
- HARVEY, C. E. **Veterinary dentistry**. Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1985. 322 p.
- HARVEY, C. E.; EMILY, P. **Animal dentistry**. St. Louis: Mosby Year Book, Inc., 1993. 413 p.
- HOLMSTROM, S. E.; FROST, P.; GAMMON, R. L. **Técnicas dentales de pequeños animales**. [Atlanta]: Interamericana, 1994. p. 308-334, 429 p.
- HOLMSTROM, S. E.; GAMMON, R. L. Full crown restorations. **Journal of Veterinary Dentistry**, v. 6, n. 1, p. 8, 1989.
- HUANG, T. J.; SCHILDER, H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **Journal of Endodontics**, v. 18, p. 209-215, 1991.
- ICHIM, I.; KUZMANOVIC, D. V.; LOVE, R. M. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **International Endodontic Journal**, v. 39, p. 443-452, 2006.
- ISADOR, F.; BRONDUM, K.; RAVNHOLT, G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. **International Journal Prosthodontics**, v. 12, p. 78-82, 1999.
- JUNGE, T.; NICHOLLS, J. I.; PHILLIPS, K. M.; LIBMAN, W. J. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. **International Journal Prosthodontics**, v. 11, p. 558-64, 1998.
- LINDNER, D. L.; MARRETA, S. M.; PIJANOWSKI, G. J.; JOHNSON, A. L.; SMITH, C. W. Measurement of bite force in dogs: a pilot study. **Journal Veterinary Dentistry**, v. 12, n. 2, p. 49-52, 1995.
- LOPES, M. L.; GIOSO, M. A.; FERRO, D. G.; LEONROMAM, M. A.; VENTURINI, M. A. F. A.; CORREA, H. L. Oral fractures in dogs of Brazil: a restropective study. **Journal Veterinary Dentistry**, v. 22, n. 2, p. 86-90, 2005.
- LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE JUNIOR J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

- MACCHI, R. L. **Materiales dentales, fundamentos para su estudio**. Buenos Aires: Panamericana, 1980. p. 11-45.
- MACHADO, M. E. L. Endodontia: da biologia à técnica. Rio de Janeiro: Guanabara, 1992. 284 p.
- MACKERLE, J. 2D and 3D finite elements meshing and remeshing. A bibliography (1990-2001). **Engineering Computations**, v. 18, n. 8, p. 1108-1197, 2001.
- MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T. F. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, p. 284–91, 2001.
- MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, A.; AMIGÓ-BORRAS, V.; FONS-FONT, A.; SELVA-OTAOLAURRUCHI, E.; LABAIG-RUEDA, C. Response of three types of cast posts and cores to static loading. **Quintessence International**, v. 32, n. 7, p. 552-560, 2001.
- MEZZOMO, E.; MASSA, F.; DALLA LIBERA, S. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements; An in vitro study. Part 1, **Quintessence International**, v. 34, n.4, p. 301-306, 2003.
- MEZZOMO, E.; MASSA, F.; SUZUKI, R. M. Fracture resistance of teeth restored with 2 different post-and-core designs fixed with 2 different luting cements: An in vitro study. Part II **Quintessence International**, v. 37, n.6, p. 477-484, 2006.
- MITSUI, F. H. O.; MARCHI, G. M.; PIMENTA, L. A. F.; FERRARESI, P. M. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intrarradicular post systems. **Quintessence International**, v. 35, n. 8, p. 612-616, 2004.
- MORI, M.; UETI, M.; MATSON, E.; SAITO, T. Estudo da distribuição das tensões internas, sob a carga axial em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intrarradicular fundido: método do elemento finito. **Revista Odontologia da Universidade de São Paulo**, v. 11, n. 2, p. 99-107, 1997.
- MÜLLER, D. F. **Agentes cimentantes em prótese fixa**. 2009. 79 p. Monografia (Especialização em Prótese Dentária do ICS) – FUNORTE/SOEBRAS NÚCLEO FLORIANÓPOLIS, Florianópolis, 2009.
- NISSAN, J.; BARNEA, E.; CARMON, D.; GROSS, M.; ASSIF, D. Effect of reduced post length on the resistance to fracture of crowned, endodontically treated teeth **Quintessence International**, v. 39, n. 6, p. 179–182, 2008.
- OURIQUE, S. A. M. Colagem de fragmento dentário utilizando reforço intra-canal de fibras cerâmicas flexíveis (GlasSpan). **Revista Paulista de Odontologia**, ano 21, n. 2, p. 28-32, 1999.

- PEREIRA, J. R.; ORNELAS, F.; CONTI, P. C. R.; VALLE, A. L. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontic ally treated teeth restored with prefabricated posts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 95, n. 1, p. 50-54, 2006.
- PEREIRA, J. R.; VALLE, A. L.; SHIRATORI, F. K.; GHIZONI, J. S.; MELO, M. P. Influence of Intrarradicular Post and Crown Ferrule on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth. **Brazilian Dental Journal**, v. 20 n. 4, p. 297-302, 2009.
- PIERRISNARD, L.; BOHIN F. RENAULT, P.; BARQUINS, M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, p. 442-8, 2002.
- POIATE, I. A. V.; POIATE JUNIOR E.; BALLESTER, R. Y. Biomechanical analysis of teeth restored with cast intra-radicular retainer, with or without ferrule. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 57, n. 2, p. 173-178, 2009.
- REID, L. C.; KAZEMI, R. B.; MEIERS, J. C. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. **Journal of Endodontics**, v. 29, p. 125-31, 2003.
- REIS, B. R.; SOARES, P. B. F.; CASTRO, C. G.; SANTOS FILHO, P. C. F.; SOARES, P. V.; SOARES, C. J.; Uso de Coroa em Cerâmica Pura Associada a Pino de Fibra de Vidro na Reabilitação Estética do Sorriso: Relato de Caso All Ceramic Crown Associated to Fiberglass Post: A Clinical Case Report. **Revista de Odontologia do Brasil Central**, v. 19 n. 50, p. 264-269, 2010
- RIBEIRO, C. M. B.; LOPES, M. W.F.; FARIAS, A. B. L.; CABRAL, B. L. A. L.; GUERRA, C. M. F. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. **International Journal of Dentistry**, Recife, v. 6, n. 2, p. 58-62, 2007.
- SANTOS FILHO, P. C. F.; CASTRO, C. G.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R.E.; SOARES, C. J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **International Endodontic Journal**, v. 41, n. 6, p. 493–501, 2008.
- SAITO, T. **Preparos dentais funcionais em prótese fixa**. 2. ed. São Paulo: Santos, 1999. 223 p.
- SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intrarradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence International**, v. 27, p. 483–91, 1996.
- SCHILLINGBURG, H. T.; HOBOS, S.; WHITSETT, L. D.; JACOBI, R.; BRACKET, S. E. **Fundamentos dos preparos dentários para restaurações metálicas e de porcelana**. 3. ed. ed. Front Cover: Quintessence book – Edição do Estudante, 1997. 389 p.
- SCHILLINGBURG, H. T.; HOBOS, S.; WHITSETT, L. D.; JACOBI, R.; BRACKET, S. E. **Fundamentos de prótese fixa**. 4. ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda., 2007. 472 p.

SCHILLINGBURG, H. T.; KESSLER, J. C. **Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente**. Chicago: Quintessence, 1987. 383 p.

SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **Journal of Endodontics**, v. 30, n 5, p. 289-301, 2004.

SHIPP, A. D.; FAHRENKRUG, P. **Practitioner's guide to veterinary dentistry**. Glendale: Griffin Printing. Inc, 1992. 237 p.

SILVA, G. R. **Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas - avaliação mecânica e por extensometria**. 2007. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.

SILVA, N. R.; CASTRO, C. G.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R. E.; SOARES, P. V.; SOARES, C. J. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: finite element analysis. **Indian Journal of Dental Research**, v. 20, n. 2, p. 153-8, 2009.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C.; GOMIDE, H. A.; ARAUJO, C. A.; MARTINS, L. R.; SOARES, C. J. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: Strain measurement and stress distribution. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 99, p. 114-122, 2008.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, n. 5, p. 529-536. 1990.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, n. 5, p. 529-536. 1990.

STANKIEWICZ, N. R.; WILSON, P. R. The ferrule effect: a literature review. **International Endodontic Journal**, v. 35, p. 575-581, 2002.

VAN FOREEST, A.; ROETERS, J. Evaluation of the clinical performance of adhesively-bonded metal crowns on damaged canine teeth of working dogs over a two- to 52-month period. **Journal Veterinary Dentistry**, v. 15, n. 1 p. 13-20, 1998.

VARELA, S. G.; RABADE, L. B.; LOMBARDERO, P. R.; SIXTO, J. M.; BAHILLO, J.D.; PARK, S. A. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 89, p. 146-53, 2003.

VAZ, M. A. K.; CURY, A. A. D. B.; MARIOLANI, J. R. L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobre dentaduras mucodento-suportadas e prótese total. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v. 13, n. 1, p. 67-73. 1999.

VERSTRAETE, F. J. M.; VUUREN, P. A. J. Fixed prosthodontic replacement of single incisors in three dogs. **Journal of Veterinary Dentistry**, v. 11, n. 4, p. 125-127, 1994.

VISSER, C. J. Restorative dentistry. Crown therapy. **Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice: canine dentistry**, v. 28, n. 5, p. 1273-1284, 1998.

WIGGS, R. B.; LOBPRISE, H. B. Oral anatomy and physiology. In: WIGGS, R. B.; LOBPRISE. **Veterinary dentistry: principles and practice**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997a. p.55-58.

WIGGS, R. B.; LOBPRISE, H. B. Basic endodontic therapy. In: WIGGS, R. B.; LOBPRISE, H. B. **Veterinary dentistry: principles and practice**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997b. p. 280-321.

WIGGS, R. B.; LOBPRISE, H. B. Operative dentistry: crowns and prosthodontics. In: WIGGS, R. B.; LOBPRISE. **Veterinary dentistry: principles and practice**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997c. p. 395-434.

ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 89, p. 368-73, 2003.

GLOSSÁRIO

ANISOTROPIA-s.f. Qualidade de uma substância ou meio anisótropo (antônimo: ISOTROPIA) (Grande Dicionário Larousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

ANISOTROPIA ou ANISOTRÓPICO. Adj. e s.m. Diz-se da substância ou meio onde as propriedades físicas variam em função da direção segundo a qual são avaliadas: os meios cristalinos geralmente são anisotrópicos (Grande Dicionário Larousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

CÓPIA s.f. (Do latim, *copia*, abundância) 1. Reprodução manual ou automática de um texto, documento, etc.- 2. Reprodução de uma obra de arte, de uma joia, de uma foto (Grande Dicionário Larousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

DESMOLDANTE s.m: produto passado em moldes ou formas para facilitar a retirada das peças do molde (Grande Dicionário Larousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

DISCRETIZAÇÃO: é a segunda etapa do processo de elaboração dos elementos finitos de um estudo; no qual o modelo é totalmente subdividido em pequenos segmentos poligonais, chamados de elementos. Os elementos mais utilizados para os domínios, bi ou tridimensionais, são: triângulos, retângulos, quadriláteros, cubos, hexaedros e tetraedros. Com o processo de discretização obtemos, finalmente, a malha que é o conjunto de todos os elementos aplicados ao modelo e conectados pelos nós. Esta malha prévia ainda pode ser refinada em áreas estratégicas ou mais importantes, aumentando o número, reorganizando a disposição ou ainda mudando o tipo de elemento.

FULCRO: s.m. sustentáculo; o que oferece apoio, sustentação: o fulcro de um relógio. brasil. o ponto mais relevante, imprescindível de: o fulcro do problema. figurado. ponto que apoia, que sustenta: a miséria foi o fulcro do protesto. p.ext. numa alavanca, o elemento usado como sua base, seu ponto de apoio. p.ext. numa balança, o que é usado como base para o travessão. Botânica:tem a função de sustentar ou de proteger as plantas. Zoologia. nos insetos, a estrutura composta por quitina que faz parte da base do rosto, prolongamento. (etm. do latim: fulcrum.i)

MODELO – s.m. (Do latim, *modulus*, diminutivo de *modus*, modo, através do lat.hipot. *modellus*, pelo italiano, *modello*) 1. Aquilo que serve de objeto de imitação. – (Grande Dicionário Larousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

MOLDE s.m. (Do latim, *Modulus*, diminutivo de *modus*, modo, talvez através do antigo catalão, *motle*, pelo castelhano, *molde*) 1. Objeto que representa uma impressão escavada onde se coloca uma matéria pastosa, líquida ou pulverulenta que, ao se solidificar ou se aglomerar,

adquire a forma dessa impressão (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

MORSA ²- Aparelho constituído de dois mordentes cujo aperto manual por meio de um parafuso ou de um dispositivo pneumático ou hidráulico permite manter no lugar as peças ou os objetos a serem trabalhados (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

RAIZ-RÉPLICA – resultado obtido com a técnica empregada para replicar as estruturas em resina composta fotopolimerizável oriundas do molde 1 e molde 2.

RÉPLICA s.f. 1. Ato ou efeito de replicar; replicação (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

RESINA ACRÍLICA - São plásticos resilientes formados pela união de múltiplas moléculas de metacrilato de metila (ANUSAVICE, 2005).

RESINA COMPOSTA FOTOATIVADA São resinas compostas comercializada em pasta única contendo partículas de carga que se polimerizam por meio de um sistema iniciador fotossensível (CQ e uma amina iniciadora) e uma fonte de luz ativadora (luz azul visível) (ANUSAVICE, 2005)

RESILIÊNCIA: Relativo neste caso à perda da propriedade natural, frente ao tratamento endodôntico empregado; biomecanicamente é a quantidade de relativa de energia elástica por unidade de volume liberada ao remover a carga de um corpo de prova, (ANUSAVICE, 2005).

RESISTÊNCIA 1: Tensão máxima que uma estrutura pode suportar sem sofrer uma quantidade característica de deformação plástica (limite de escoamento) ou tensão no ponto de fratura (resistência máxima) (ANUSAVICE, 2005d).

RESISTENCIA 2: A resistência é a tensão máxima que pode suportar um material (MACCHI, 1980).

ANEXO A

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Análise exploratória dos dados

(Antes da escolha dos testes estatísticos, é necessário conhecer os dados, média, mediana, desvio padrão e aderência à distribuição normal)

Legenda:

DeslocCA= deslocamento pino curvo ALLCEM (resinoso)

CargaCA= carga pino curvo ALLCEM (resinoso)

TempoCA=tempo pino curvo ALLCEM(resinoso)

DeslocRA= deslocamento pino reto ALLCEM (resinoso)

CargaRA= carga pino reto ALLCEM (resinoso)

TempoRA=tempo pino reto ALLCEM(resinoso)

DeslocCF= deslocamento pino curvo fosfato

CargaCF= carga pino curvo fosfato

TempoCF=tempo pino curvo fosfato

DeslocRF= deslocamento pino reto fosfato

CargaRF= carga pino reto fosfato

TempoRF=tempo pino reto fosfato

Descriptives

		Statistic	Std. Error
DeslocCA	Mean	1,1805	,08090
	95% Confidence Interval for Mean		
	Lower Bound	1,0112	
	Upper Bound	1,3498	
	5% Trimmed Mean	1,1794	
	Median	1,1100	
	Variance	,131	
	Std. Deviation	,36182	
	Minimum	,53	
	Maximum	1,85	
	Range	1,32	
	Interquartile Range	,59	
	Skewness	,021	,512
	Kurtosis	-,735	,992
CargaCA	Mean	757,859	47,8483
	95% Confidence Interval for Mean		
	Lower Bound	657,712	
	Upper Bound	858,007	
	5% Trimmed Mean	755,439	

	Median	737,475	
	Variance	45789,279	
	Std. Deviation	213,9843	
	Minimum	404,0	
	Maximum	1155,2	
	Range	751,2	
	Interquartile Range	335,4	
	Skewness	,247	,512
	Kurtosis	-,565	,992
	Mean	141,585	9,6728
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 121,340	
		Upper Bound 161,830	
	5% Trimmed Mean	141,461	
	Median	133,100	
	Variance	1871,257	
TempoCA	Std. Deviation	43,2580	
	Minimum	63,5	
	Maximum	221,9	
	Range	158,4	
	Interquartile Range	69,8	
	Skewness	,025	,512
	Kurtosis	-,726	,992
	Mean	1,18	,173
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound ,82	
		Upper Bound 1,54	
	5% Trimmed Mean	1,28	
	Median	1,28	
	Variance	,597	
DeslocCF	Std. Deviation	,773	
	Minimum	-2	
	Maximum	2	
	Range	4	
	Interquartile Range	1	
	Skewness	-2,867	,512
	Kurtosis	11,179	,992
	Mean	678,6290	50,53262
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 572,8630	
		Upper Bound 784,3950	
	5% Trimmed Mean	646,0483	
CargaCF	Median	642,8350	
	Variance	51070,920	
	Std. Deviation	225,98876	
	Minimum	443,27	

TempoCF	Maximum	1500,44	
	Range	1057,17	
	Interquartile Range	194,92	
	Skewness	2,665	,512
	Kurtosis	9,381	,992
	Mean	142,68	20,893
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	98,95
		Upper Bound	186,41
	5% Trimmed Mean	155,05	
	Median	153,90	
	Variance	8730,062	
	Std. Deviation	93,435	
	Minimum	-206	
	Maximum	269	
	Range	475	
	Interquartile Range	65	
	Skewness	-2,807	,512
	Kurtosis	10,882	,992
	Mean	1,3250	,08910
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1,1385
		Upper Bound	1,5115
DeslocRA	5% Trimmed Mean	1,3078	
	Median	1,1500	
	Variance	,159	
	Std. Deviation	,39845	
	Minimum	,65	
	Maximum	2,31	
	Range	1,66	
	Interquartile Range	,51	
	Skewness	,733	,512
	Kurtosis	,493	,992
	Mean	718,7405	48,63775
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	616,9405
		Upper Bound	820,5405
CargaRA	5% Trimmed Mean	707,8333	
	Median	676,6700	
	Variance	47312,618	
	Std. Deviation	217,51464	
	Minimum	417,77	
	Maximum	1216,04	
	Range	798,27	
	Interquartile Range	303,53	
	Skewness	,934	,512

	Kurtosis		,346	,992
	Mean		158,975	10,6689
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	136,645	
		Upper Bound	181,305	
	5% Trimmed Mean		156,944	
	Median		137,800	
	Variance		2276,509	
TempoRA	Std. Deviation		47,7128	
	Minimum		77,8	
	Maximum		276,7	
	Range		198,9	
	Interquartile Range		61,2	
	Skewness		,727	,512
	Kurtosis		,483	,992
	Mean		1,3848	,10137
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1,1726	
		Upper Bound	1,5969	
	5% Trimmed Mean		1,3714	
	Median		1,3650	
	Variance		,206	
DeslocRF	Std. Deviation		,45334	
	Minimum		,70	
	Maximum		2,31	
	Range		1,61	
	Interquartile Range		,78	
	Skewness		,246	,512
	Kurtosis		-,608	,992
	Mean		770,2765	37,52643
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	691,7328	
		Upper Bound	848,8202	
	5% Trimmed Mean		771,1433	
	Median		776,2100	
	Variance		28164,655	
CargaRF	Std. Deviation		167,82329	
	Minimum		452,09	
	Maximum		1072,86	
	Range		620,77	
	Interquartile Range		202,27	
	Skewness		,026	,512
	Kurtosis		-,394	,992
	Mean		164,330	11,6472
TempoRF	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	139,952	
		Upper Bound	188,708	

5% Trimmed Mean	163,017	
Median	163,250	
Variance	2713,146	
Std. Deviation	52,0879	
Minimum	84,2	
Maximum	268,1	
Range	183,9	
Interquartile Range	86,6	
Skewness	,173	,512
Kurtosis	-,621	,992

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
DeslocCA	,123	20	,200*	,972	20	,804
CargaCA	,090	20	,200*	,974	20	,835
TempoCA	,129	20	,200*	,973	20	,807
DeslocCF	,257	20	,001	,697	20	,000
CargaCF	,223	20	,010	,739	20	,000
TempoCF	,254	20	,002	,705	20	,000
DeslocRA	,211	20	,020	,946	20	,315
CargaRA	,123	20	,200*	,923	20	,114
TempoRA	,217	20	,015	,946	20	,317
DeslocRF	,103	20	,200*	,969	20	,734
CargaRF	,094	20	,200*	,977	20	,887
TempoRF	,106	20	,200*	,970	20	,751

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

$p < 0,05$ significa que os dados não seguem distribuição normal.

Como alguns dos parâmetros não seguem distribuição normal, o recomendado é optar pelos testes não paramétricos ou transformar os dados que não seguem distribuição normal para proceder testes paramétricos. Neste caso, a opção não paramétrica foi a mais adequada.

Comparação entre grupos

Para comparar mais de 2 grupos independentes com dados que não seguem distribuição normal, o teste a ser utilizado é a prova de Kruskal-Wallis. Este teste, resumidamente, compara os grupos e identifica se há, pelo menos, uma diferença entre os grupos. Esta diferença se mostra com o $p < 0,05$ na interpretação do teste. Havendo alguma diferença entre os grupos, faz-se um teste post-hoc para descobrir entre quais grupos esta diferença se apresenta. No caso de dados não paramétricos o post-hoc do Kruskal-Wallis é o teste U de Mann-Withney.

Legenda:

Grupo 1: Pino curvo ALLCEM (resinoso)

Grupo 2: Pino curvo fosfato

Grupo 3: Pino reto ALLCEM (resinoso)

Grupo 4: Pino reto fosfato

Deslocamento

Ranks			
	grupos	N	Mean Rank
Desloc	1	20	34,55
	2	20	40,45
	3	20	42,23
	4	20	44,78
	Total	80	

Test Statistics ^{a,b}	
	Desloc
Chi-Square	2,100
Df	3
Asymp. Sig.	,552

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: grupos

Não houve diferença entre os grupos no deslocamento ($p=0,552$). Este resultado se corrobora com o demonstrado graficamente, onde a média e mediana entre os grupos visualmente não mostraram variação significativa entre os grupos.

Carga

Ranks			
	grupos	N	Mean Rank
	1	20	44,10
	2	20	32,10
Carga	3	20	38,15
	4	20	47,65
	Total	80	

Test Statistics ^{a,b}	
	Carga
Chi-Square	5,192
Df	3
Asymp. Sig.	,158

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: grupos

Não houve diferença entre os grupos na carga ($p=0,158$). Este resultado se corrobora com o demonstrado graficamente, onde a média e mediana entre os grupos visualmente não mostraram variação significativa entre os grupos.

Tempo

Ranks			
	grupos	N	Mean Rank
Tempo	1	20	34,55
	2	20	40,88
	3	20	42,28
	4	20	44,30
	Total	80	

Test Statistics^{a,b}

	Tempo
Chi-Square	1,968
Df	3
Asymp. Sig.	,579

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: grupos

Não houve diferença entre os grupos no tempo ($p=0,579$). Este resultado se corrobora com o demonstrado graficamente, onde a média e mediana entre os grupos visualmente não mostraram variação significativa entre os grupos.