CAMILA OLIVEIRA MORAES ESPOSITO

**Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes
construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura**

São Paulo

2012

CAMILA OLIVEIRA MORAES ESPOSITO

**Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes
construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo,
para obter o título de Doutor pelo Programa
de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Rafael Yagüe Ballester

São Paulo

2012

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

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Esposito, Camila Oliveira Moraes

Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura : [versão original] / Camila Oliveira Moraes Esposito; orientador Rafael Yagüe Ballester. -- São Paulo, 2012. 109p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Raiz dentária. 2. Fraturas dos dentes. 3. Resinas compostas. 4. Dente artificial. 5. Mecânica da fratura. I. Ballester, Rafael Yagüe. II. Título.

Esposito COM. Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Acredito que estamos neste mundo porque somos seres em eterna evolução. A experiência da vida é mais uma das grandes lições que pela qual todos temos de passar. Durante este aprendizado estamos sempre amparados por pessoas maravilhosas que mesmo sem perceber, nos mostram o melhor caminho, a melhor escolha, as grandes alegrias, os grandes amores. Agradeço a Deus por ter essas pessoas em meu caminho e é para elas que dedico com todo amor este trabalho.

Quero dizer a vocês, pai, mãe, minha querida irmã e meu amado marido, que este trabalho, assim como muitas das coisas que faço na vida, é para vocês.

O amor que nos une é a melhor coisa que podia acontecer em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço **a Deus**, por me dar de presente essa oportunidade de ampliar os meus conhecimentos não apenas sobre alguns aspectos da Odontologia, mas também pela fase de autoconhecimento e aprendizado sobre a vida. Por me guiar nos dias tristes e alegres, e nunca me abandonar, mesmo quando por rebeldia duvidei de **Ti**. Obrigada por não desistir de mim.

A meu **Pai**, pelo exemplo de honestidade, perseverança e fé. Por sempre ser paciente e me ensinar que tudo vem a seu tempo. Pelo amor que dedicou a mim e a Hiri, e por muitas outras coisas que não caberiam em palavras...

A minha **Mãe**, pelo amor incondicional que dedicou a mim, pelo exemplo de coragem em enfrentar a vida. Por me ensinar que mesmo havendo diferenças o amor pode superar tudo. **Te amo muito**, nunca se esqueça disso...

A minha **querida irmã** por sempre acreditar que eu era capaz, mesmo quando nem mesmo eu acreditava mais em mim. Por ser minha companheira de todos os momentos, por me ensinar que a distância não é capaz de separar pessoas que se amam de verdade...

A meu **amado marido** por sempre me apoiar nas horas difíceis, pelas palavras de incentivo e as de amor também. Você chegou mais tarde em minha vida, mas parece que sempre esteve aqui, não sei se a vida teria tanta graça sem você...

A todas as tias, tios, primos e primas que sempre torceram por mim, em especial a tia Maria e a tia Dalva que sempre me acompanharam mais de perto e a Pituca que sempre foi um exemplo para nós, a irmã que qualquer um gostaria de ter... mas que só eu e a Hiri tivemos a sorte de ter.

Ao **Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo** por me acolher e oferecer o que há de melhor para ampliar os meus conhecimentos

Ao Professor **Rafael Ballester** pela paciência, compreensão, perseverança e atenção que dedica a todos que o procuram. Obrigada professor por me ajudar a ver que por maiores que sejam os problemas somos capazes de superar. Quero dizer que sou muito grata por tudo que fez por mim, não esquecerei nunca...

A professora **Josete Barbosa** por ter me apresentado ao mundo da pesquisa durante a graduação e me acompanhar até hoje, pelo carinho com que sempre me tratou e por sempre tentar me ajudar. Obrigada!!!

As secretárias **Rosa Cristina** e **Elidamar** pelo carinho com que sempre tratam todos nós, pós-graduandos.

A **todos os colegas da pós-graduação**, especialmente **a Lilyan, a Thaty e ao Emerson**, pelas conversas, conselhos e pelo companheirismo, pela torcida enquanto nada dava certo. Obrigada

Um **obrigado mais especial ainda a Flávia Ibuki**, uma amiga muito especial desde a graduação e a única que seguiu comigo por este caminho. Flavinha ainda bem que você estava lá... Obrigada pela companhia e amizade sincera.

Aos técnicos **Antonio e Silvio** por sempre me ensinarem a lidar com todos aqueles equipamentos que eles conhecem como ninguém.

A **todos os professores** do Departamento por sempre estarem dispostos a ajudar quando preciso e por sempre receber muito bem todos os alunos.

OBRIGADA!

Pesquisa apoiada pela CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de
Nível Superior – Programa de Demanda Social)

RESUMO

Esposito C O M. Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2012. Versão Original.

OBJETIVO: A restauração de dentes tratados endodonticamente é um desafio para a Odontologia. A fratura do remanescente radicular é comum neste tratamento. São três os métodos utilizados para estudar as fraturas: a análise por elementos finitos, os que utilizam dentes naturais e aqueles que utilizam dentes artificiais. O uso de dentes naturais apresenta alguns inconvenientes, como as variações anatômicas e de histórico de exposição a esforços (que aumentam a variabilidade da amostra e dificultam as conclusões), além da pequena disponibilidade de espécimes. Este estudo propõe-se avaliar a viabilidade de usar compósito para a construção de raízes artificiais e a aplicação dessas réplicas em estudos sobre a essas fraturas.

MÉTODOS: Na primeira etapa foram utilizadas 50 raízes unirradiculares de 2º pré-molar superior e 50 réplicas. As raízes naturais foram selecionadas por terem características anatômicas semelhantes. As réplicas foram confeccionadas a partir de um molde de resina acrílica que copiou uma raiz natural com proporções dentro da média. O compósito foi escolhido pelas propriedades mecânicas mais próximas das propriedades mecânicas da dentina. Todas as raízes e as réplicas foram submetidas a forças compressivas de uma ponta metálica cônica (simulação do pino intrarradicular), até a fratura. A velocidade de avanço da ponta foi de 5mm/min. Na segunda etapa, foram confeccionadas 30 réplicas, divididas em 3 grupos (n=10). Todas foram restauradas com pinos metálicos fundidos e coroas metálicas. No grupo FZ os pinos foram cimentados com fosfato de zinco; no grupo CRD foi aplicada uma camada de vaselina sólida no conduto radicular e os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual; no grupo CRC foi feita aplicação de um agente de união no conduto radicular e os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual. Os espécimes foram submetidas a ciclagem mecânica de 130.000 ciclos sob pressão de 5bar. Duas raízes de cada grupo foram utilizadas para testar os parâmetros do ensaio de resistência à fratura. Em seguida, as outras raízes (n=8) foram submetidas ao teste de resistência sob forças compressivas até a ruptura. A

carga foi aplicada com inclinação de 20° e velocidade de 5mm/min. RESULTADOS: Na comparação entre a resistência das raízes naturais e artificiais à penetração de pino no conduto radicular, houve diferença estatística entre os dois grupos. As raízes artificiais apresentam maior resistência à fratura (115,4MPa) do que as raízes naturais (75,4MPa). O coeficiente de variação das réplicas (21%) é menor que o das raízes naturais (36,3%), o que indica uma menor variabilidade da amostra das réplicas. Mesmo com valores diferentes, há semelhança na direção do traço de fratura e no local onde ocorrem. Esse resultado indica que a concentração de tensões e a propagação da fratura é semelhante em dentina e compósito. Quanto às réplicas restauradas com pinos, não houve diferença estatística entre os grupos. CONCLUSÃO: As raízes artificiais quando comparadas as raízes naturais, apresentam maior resistência à fratura, menor variação dos resultados individuais em torno da média e modo de fratura semelhante às raízes naturais. Desta maneira, é viável a utilização das réplicas nos estudos sobre mecânica da fratura.

Palavras-Chave: Raiz dentária. Fratura dos dentes. Etiologia. Resina composta. Dente artificial.

Esposito COM. Viability of replacing the roots of human teeth by roots made of composite for the study of fracture mechanics [thesis]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP São Paulo; 2012.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The restoration of endodontically treated teeth is a challenge for dentistry. The fracture of the remaining root is common in this treatment. There are three methods used to study fractures: a finite element analysis, using the natural teeth and those who use artificial teeth. The use of natural teeth has some disadvantages, such as anatomical variations and a history of exposure to stresses (which increase the variability of the sample and the findings difficult), beyond the limited availability of specimens. This study aims to evaluate the feasibility of using composite for the construction of artificial roots and application of these replicas in studies of these fractures. **METHODS:** In the first stage were used 50 single-rooted roots of 2nd premolar and 50 replicas. The natural roots were selected for having similar anatomical features. The replicas were made from an acrylic resin such that a natural root copied with ratios in the average. The composite was selected by the mechanical properties closer to the mechanical properties of the dentin. All the roots and the replicas were subjected to compressive forces of a conical metal tip (simulation post) until failure. The feed rate was tip of 5mm/min. In the second step, 30 replicas were prepared, divided into 3 groups (n = 10). All were filled with molten metal pins and metal crowns. In group A the posts were cemented with zinc phosphate, group B was applied to a solid layer of vaseline in the root canal and the posts were cemented with dual resin cement, in group C was made applying a bonding agent in the root canal and the posts were cemented with dual resin cement. The specimens were subjected to mechanical loading of 130,000 cycles under a pressure of 5bar. Two roots from each group were used to test the parameters of fracture toughness test. Then the other root (n = 8) were subjected to endurance test under compressive forces until failure. The load was applied with an inclination of 20° and speed 5mm/min. **RESULTS:** Comparing the resistance of natural and artificial root penetration of the pin in the root canal, was no statistical difference between the

two groups. The artificial roots showed higher fracture strength (115.4 MPa) than the natural roots (75.4 MPa). The coefficient of variation of the replicas (21%) is less than the natural root (36.3%), indicating a lower variability of the replicas of the sample. Even with different values, there are similarities in the direction of the fracture site and where they occur. This result indicates that the stress concentration and fracture propagation is similar in dentin and composite. As for replicas restored with posts, no statistical difference between groups was found. **CONCLUSION:** The artificial roots showed greater resistance to fracture when compared to natural roots, less variation of individual results around the mean and mode of fracture similar to the natural roots. Thus, it is feasible to use in studies of replicas of fracture mechanics.

Keywords: Tooth root. Tooth fracture. Etiology. Composite resin. Artificial teeth.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 -Diversidade de formatos dos pinos intrarradiculares prefabricados.....	36
Figura 4.1 - Pino metálico para reproduzir o interior do canal radicular. Seta branca - sulco para manter a posição correta do núcleo dentro do molde. Seta amarela - porção do núcleo onde foi feita apenas a instrumentação com limas endodônticas.....	50
Figura 4.2 - Enceramento da metade da parte metálica do molde. Pino inserido na raiz natural para guardar a mesma posição no futuro molde	50
Figura 4.3 - Parte metálica do molde finalizada. A) Raiz e pino bem fixos na parte metálica. B) Parafuso e análogos de implantes utilizados para travar o pino na posição. C) Vista interna da parte metálica	51
Figura 4.4 – A: enceramento ao redor da raiz e da parte metálica do molde. Em B, modelagem de uma metade com silicone	52
Figura 4.5 - Abertura da mufla após a lavagem com água quente. Detalhe do molde em gesso.....	53
Figura 4.6 - Mufla posicionada na prensa para o escoamento da resina acrílica e eliminação de bolhas. Ao lado panela polimerizadora	53
Figura 4.7 - Abertura da mufla após a polimerização da primeira metade da parte acrílica do molde	54
Figura 4.8 - Molde para confecção das raízes artificiais finalizado	55

Figura 4.9 - Preenchimento do molde em camadas grandes, sem ter fotoativado as anteriores. Notar que foi colocado compósito também no contramolde	55
Figura 4.10 - Molde fechado com mini parafusos para maior estabilidade	56
Figura 4.11 - Fotoativação com o maior diâmetro da ponta do aparelho Ultra Blue IV	56
Figura 4.12 - Raiz natural original e sua cópia em compósito	57
Figura 4.13 - A - raiz artificial que passou por tratamento térmico. B - raiz artificial sem tratamento térmico. A seta indica um corpo de prova de pequeno volume utilizado como padrão de comparação	57
Figura 4.14 – A- homogeneidade na forma da raízes artificiais feitas no molde descrito no item 4.4 e 4.5. B- Variação do formato das raízes naturais	58
Figura 4.15 - Desenho esquemático e foto do teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal	60
Figura 4.16 - Ponta em aço inoxidável utilizada no testes de resistência à fratura das raízes naturais e artificiais	60
Figura 4.17 - Película de silicone usada para a simulação do ligamento periodontal	61
Figura 4.18 - Adaptação do delineador para a padronização da inclusão dos corpos de prova na base de resina acrílica e tubo de PVC	62
Figura 4.19 - Inclusão da raiz em resina acrílica com inclinação de 10°	63

Figura 4.20 - Raiz posicionada no anel de PVC para a confecção do padrão de cera para fundição da base metálica	65
Figura 4.21 - Posicionamento da base metálica e do suporte da máquina para a obtenção do ângulo de 20° no carregamento do corpo de prova.....	66
Figura 5.1 - Semelhança entre os traços de fratura entre a) raiz natural e em b) raiz artificial	73
Figura 5.2 - Aspectos semelhantes das fraturas em a) raiz natural e b) artificial	73
Figura 5.3 - Fratura da base de resina acrílica durante o teste piloto	74
Figura 5.4 - A) Fratura radicular longitudinal. B) Fratura oblíqua. C) Fratura e descolamento da coroa	80
Figura 5.5 - Radiografia periapical mostrando fratura longitudinal	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Médias da carga máxima de ruptura de raízes naturais restauradas com pinos metálicos ou de fibra de vidro, colados ou descolados.....	27
Tabela 2.1 - Propriedades mecânicas dos compósitos, da dentina e do esmalte	42
Tabela 2.2 - Diversidade de valores de propriedades mecânicas da dentina e dos compósito pré-selecionados para este estudo	43
Tabela 5.1 - Médias da carga máxima de ruptura desvio padrão e coeficiente de variabilidade das raízes naturais e artificiais	69
Tabela 5.2 - Análise de Variância realizada com os resultados de carga máxima de ruptura das raízes naturais e artificiais.....	70
Tabela 5.3 - Resultado do Teste t	70
Tabela 5.4 - Carga máxima de ruptura das raízes no teste piloto.....	74
Tabela 5.5 - Valores médios, DP e cv das raízes artificiais restauradas com pinos metálicos e diferentes técnicas de cimentação. Valores Originais	75
Tabela 5.6 - Análise de Variância com valores originais	76
Tabela 5.7 - Parâmetros para avaliação com teste de Kruscal-Wallis	76
Tabela 5.8 - Comparação entre as médias dos postos das amostras.....	77

Tabela 5.9 - Valores médios, DP e cv das raízes artificiais restauradas com pinos metálicos e diferentes técnicas de cimentação. Valores modificados ... 78

Tabela 5.10 - Análise de variância com valores de carga máxima de ruptura modificados 78

Tabela 5.11 - Teste de Kruscal-Wallis com resultados sem outlier 79

Tabela 5.12 - Comparação entre os grupos com valores modificados (sem outlier) 79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MEF	Método dos Elementos Finitos
AEF	Análise por Elementos Finitos
FVR	Fratura Vertical Radicular
RAAT	Resina Acrílica Ativada Termicamente
DP	Desvio Padrão
cv	Coeficiente de Variação
E	Módulo de elasticidade
DMDE	Diâmetro Mésio-distal Externo
DVPE	Diâmetro Vestíbulo-palatino Externo
DMDI	Diâmetro Mésio-distal Interno
DVPI	Diâmetro Vestíbulo-palatino Interno
3D	Tridimensional
2D	Bidimensional
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
PMF	Pino Metálico Fundido
NiCr	Níquel – cromo
FZ	Pinos metálicos cimentados com cimento de fosfato de zinco
CRD	Pinos metálicos cimentados com cimento resinoso descolado
CRC	Pinos metálicos cimentados com cimento resinoso colado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1 Fratura de Dentes Tratados Endodonticamente e Restaurados com Pinos	31
2.1.1 Desgaste da Estrutura.....	32
2.1.2 Diminuição da Umidade do Dente.....	33
2.1.3 Concentração de Tensões na Dentina	34
2.2 Métodos utilizados para estudar fraturas	38
2.2.1 Análise por Elementos Finitos	38
2.2.2 Dentes Naturais.....	38
2.2.3 Dentes Artificiais.....	39
2.2.4 Propriedades do Dente Natural e da Resina Composta.....	40
3 PROPOSIÇÃO	45
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 Escolha da Resina Composta	47
4.1.1 Testes de Microtração da Resina Composta.....	47
4.2 Escolha dos Dentes Naturais	48
4.3 Preparo dos Dentes Naturais	49
4.4 Confeção do Molde Utilizado para a Confeção em Série das Raízes	
Artificiais	49
4.5 Preenchimento do Molde com Compósito	55
4.6 Teste de Resistência à Fratura das Raízes Não Restauradas	59
4.7 Restauração de Raízes Artificiais com Pinos Intrarradiculares e Coroas....	61
4.8 Teste de Resistência Das Raízes Artificiais Restauradas com Pinos e	
Coroas	64
4.8.1 Teste piloto das raízes artificiais restauradas com pinos	64
4.8.2 Confeção da base metálica	65
4.8.3 Mudanças nos parâmetros do teste de resistência a fratura	66
5 RESULTADOS.....	69
5.1 Resistência das Raízes Naturais X Raízes Artificiais.....	69

5.1.1 Carga máxima de ruptura	69
5.1.2 Traço de fratura	72
5.2 Raízes Artificiais Restauradas com Pinos e Coroas	74
5.2.1 Teste piloto	74
5.2.2 Carga máxima de ruptura dos grupos FZ, CRD e CRC com todos os valores	75
5.2.3 Análise da carga máxima de ruptura com valores “outlier” tratados	77
5.2.4 Traço de fratura	80
6 DISCUSSÃO	83
6.1 Raízes não Restauradas.....	84
6.2 Raízes Restauradas	87
6.2.1 Valores de carga máxima de ruptura e traço de fratura	87
6.2.2 Variabilidade	89
6.3 Sugestão para Estudos Futuros Raízes Restauradas	90
6.3.1 Modo diferente de Simular Descolamento	90
6.3.2 Comparar com Raízes Naturais Restauradas	90
7 CONCLUSÕES	93
REFERÊNCIAS	95
Anexos	105

1 INTRODUÇÃO

O uso de pinos intrarradiculares é frequentemente inevitável em muitos casos de dentes com coroas severamente destruídas. Nesses dentes, a perda de estrutura, além de enfraquecer mecanicamente o remanescente, inviabiliza a retenção de uma restauração apenas na coroa clínica. Nesses casos é necessário realizar o tratamento endodôntico para encontrar retenção adicional no canal radicular.

Alguns autores se perguntaram sobre a hipótese do pino vir funcionar como um reforço para esses dentes, mas concluíram que os pinos não reforçam a estrutura remanescente (1-4). Ao contrário, dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos falham (5), por perda de retenção do pino e/ou da coroa, ou por fratura da raiz, que pode ser reparável ou não. Assim, este tipo de tratamento ainda supõe um desafio para a Odontologia (6).

Existem várias hipóteses para explicar a maior susceptibilidade à fratura de raízes restauradas com pino:

- a perda de tecidos duros provocada pela cárie e pela necessidade de desgastes para fins de tratamento endodôntico ou fins protéticos, que enfraquece a estrutura dentária;
- a diminuição da umidade dentinária, que resultaria na diminuição da sua resiliência (7);
- a concentração de tensões na dentina, agravada pelo efeito cunha de pinos intrarradiculares (8);
- as discrepâncias de módulo de elasticidade entre a dentina e os pinos, bem como seus diferentes formatos (9, 10);
- a perda de adesão do pino ao dente. A hipótese é que, inicialmente, os pinos estão aderidos e reforçariam a estrutura remanescente; mas, quando descolam, sua presença propicia um aumento da concentração de tensões na dentina, que fratura (11). Entende-se que um pino é aderido quando sua superfície se desloca, de fato, solidariamente com a superfície do canal radicular correspondente. O termo “aderido” não quer dizer que exista necessariamente uma união química ou camada híbrida; basta que, para

determinado carregamento, o atrito dado pelo travamento mecânico (que pode ser obtido com cimentação não adesiva) seja suficiente para que não exista deslizamento ou movimentação relativa entre as superfícies.

Os métodos utilizados para estudar os fatores dos quais dependem o insucesso deste tipo de restauração podem ser divididos em três grandes grupos: trabalhos que utilizam a análise por elementos finitos (AEF) (8, 10, 12), outros que utilizam dentes naturais (humanos (3, 4, 13-16) ou animais (17, 18)) e aqueles que utilizam dentes artificiais (18-20).

Um estudo realizado pelo Grupo de Biomecânica do Departamento de Materiais Dentários da FOU SP, com modelos de análise por elementos finitos, mostrou um aumento de aproximadamente três vezes nas tensões geradas nas raízes restauradas com pinos descolados quando comparadas às raízes restauradas com pinos colados (11). O método de análise por elementos finitos é bastante utilizado porque facilita o isolamento das variáveis envolvidas no estudo. Entretanto, outro estudo¹ *in vitro* realizado pelo mesmo grupo não encontrou diferenças significativas na resistência à fratura de raízes com pinos aderidos ou descolados. As hipóteses sugeridas para explicar esta discrepância são:

- A simulação por elementos finitos não representou corretamente o pino não aderido. Para confirmação desta hipótese, o modelo foi submetido a carregamento extrusivo de tração, com o mesmo contato no modo “touch”, que impede a penetração entre sólidos, mas permite sua separação. Nessa simulação a tração exercida no pino foi de 1N e mesmo com uma carga tão pequena e tensões ínfimas houve o deslocamento do pino para fora do canal radicular. Já nas raízes *in vitro* cimentadas sem adesão e com isolamento prévio do canal radicular com uma camada de vaselina, o pino apresentava uma significativa resistência ao deslocamento do interior da raiz. Ou seja, mesmo sem adesão, existia um travamento mecânico do pino, que dificulta seu deslizamento relativo e que não foi corretamente representado pelo contato “touch”. Para que os dois métodos fossem comparáveis, precisaria mudar o modelamento por finitos ou mudar o modo de cimentação até conseguir deslocar com forças ínfimas extrusivas os pinos cimentados sem adesão.

¹ O estudo citado trata-se de um projeto de Iniciação Científica realizado no Departamento de Materiais Dentários da FOU SP e seus dados ainda não foram publicados.

- Outra hipótese que explicaria a semelhança de resistência para o fator colado/descolado é que os dentes extraídos, por serem constituídos de material biológico e terem históricos diferentes de esforços que poderiam produzir fadiga, apresentam resistências muito variáveis. Isto aumenta a variabilidade dos resultados e dificulta que a análise estatística seja conclusiva ao utilizar um valor de n "possível". No estudo laboratorial citado acima, os resultados apresentaram um desvio padrão muito alto, e não houve diferença estatística entre as médias obtidas para o fator colado/descolado. A Tabela 1.1 mostra os resultados obtidos no estudo *in vitro*.

Tabela 1.1 - Médias da carga máxima de ruptura de raízes naturais restauradas com pinos metálicos ou de fibra de vidro, colados ou descolados

Grupo	Média da carga de ruptura (N)	Desvio padrão
<i>Pinos metálicos colados</i>	628	±152
<i>Pinos metálicos descolados</i>	598	±168
<i>Pinos de fibra de vidro colados</i>	846	±250
<i>Pinos de fibra de vidro descolados</i>	753	±69

Os dentes naturais apresentam uma grande variabilidade mesmo dentro do mesmo grupo de dentes. Os fatores que podem levar a estas diferenças são:

- Resistência da dentina e grau de mineralização dos dentes;
- Histórico de esforços mecânicos prévios
- Armazenamento do dente
- Formato geométrico;
- Dimensões do dente;

Além da grande variabilidade dos dentes naturais, outras questões dificultam a pesquisa com esse material:

- Dificuldade em obter os dentes. Mesmo com o Banco de Dentes, criado apenas em algumas Faculdades, a disponibilidade de dentes para a pesquisa ainda é pequena, pois o Banco de Dentes também precisa fornecer material para os alunos de graduação.
- O período de espera para a aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa, bem como obedecer às rigorosas regras para a obtenção do material em bancos de dentes. Atualmente para um dente ser doado ao banco de dentes o doador precisa preencher um termo de Consentimento Livre e Esclarecido e outro termo de doação do dente. Por sua vez o Cirurgião Dentista precisa entregar ao Banco de Dentes os dois formulários preenchidos pelo paciente junto com uma terceira declaração de doação de dentes preenchida por ele próprio (21).
- A manipulação desse material deve ser muito cuidadosa para evitar qualquer tipo de contaminação do operador do estudo.
- A estocagem dos dentes em água pode causar alguma alteração mineral nos espécimes, mas a magnitude e o efeito desta alteração podem ser mascarados pela variabilidade inerente a composição, estrutura e propriedades mecânicas da dentina (22).

O uso de dentes naturais para simulação em laboratório de situações clínicas é muito relevante em alguns estudos, entretanto, com base nas questões abordadas acima, a possibilidade de utilizar outro material em alguns estudos facilitaria a execução da pesquisa. Assim, o uso de dentes artificiais surge como uma possível solução para melhorar o entendimento do mecanismo de fratura desses dentes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A fratura radicular é, ainda hoje, um desafio para a Odontologia, uma vez que é muito difícil fazer o diagnóstico (23), e o tratamento conservador nem sempre é possível. Trata-se de um problema comum no dia-a-dia do consultório, contudo, ainda não existe uma sistematização da análise dos padrões de fraturas dos dentes. O método mais simples de classificação das fraturas sugerido por alguns autores é o de separá-las em fraturas restauráveis e irrestauráveis (24, 25). As fraturas restauráveis são aquelas que ocorrem logo abaixo da junção amelo-cementária e tem direção oblíqua ou horizontal. A fratura irrestaurável tem direção vertical ou oblíqua e se propaga da junção amelo-cementária para o ápice dental, mas não atinge todo o comprimento do dente. Pode ocorrer ainda uma fratura irreparável mais catastrófica, que é a fratura radicular vertical (FVR), que ocorre longitudinalmente à parede interna da raiz e se estende por toda superfície (26). A principal causa das FVR é iatrogênica, resultando de um excessivo desgaste do canal radicular durante o tratamento endodôntico e protético, excessiva compressão durante a condensação da guta-percha ou ainda um pino com tamanho muito curto ou muito longo (27).

A maior parte dos estudos relacionados a esse tipo de fratura tenta entender o que leva ao surgimento da FVR (26-29) para estabelecer medidas preventivas. Atualmente sabe-se que, outros fatores também estão relacionados à FVR: trauma, contato oclusal prematuro, raízes enfraquecidas por reabsorção, hábitos parafuncionais como o apertamento ou o bruxismo (23).

2.1 Fratura de Dentes Tratados Endodonticamente e Restaurados com Pinos

Grande parte das reabilitações nos tratamentos odontológicos envolve a restauração com pinos intrarradiculares e coroas protéticas. Os profissionais encontram nesse tipo de tratamento o grande desafio de diminuir o risco de fratura

longitudinal do remanescente radicular que é uma situação clínica comum na rotina do cirurgião dentista (23).

Nesse contexto muitas pesquisas têm sido realizadas (24, 30-33) com a finalidade de se estabelecer qual a importância de variáveis como o módulo de elasticidade (34, 35), comprimento e a largura do pino, assim como a influência da direção do carregamento no surgimento da fratura radicular longitudinal (10, 36, 37). Algumas hipóteses levantadas para explicar o que ocorre nessa situação já foram muito estudadas, tais como módulo de elasticidade do pino (9, 15, 38, 39), efeito férula do pino (13, 40-43) e o efeito cunha (8).

Em sua maioria foram realizados estudos com dentes naturais humanos ou estudos com modelos 3D e Análise por Elementos Finitos (AEF). Os modelos de AEF são muito utilizados, pois permitem o isolamento e a associação das variáveis de interesse, mesmo nos casos em que experimentalmente isso não seria possível. Mesmo assim, ainda existem variáveis que não se podem avaliar através desse método.

Para um melhor entendimento do problema, foram estabelecidos alguns fatores que podem influenciar no aparecimento de fraturas dos dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos.

2.1.1 Desgaste da Estrutura

Para que os dentes com grande perda ou perda total da coroa sejam reconstruídos é necessário encontrar retenção para a futura coroa dentro do canal radicular. Nesses casos a realização do tratamento endodôntico é imprescindível, e o desgaste das paredes internas do canal radicular pela instrumentação com limas endodônticas é inevitável. Como consequência, há diminuição da espessura das paredes radiculares.

Em seguida, o tratamento protético também exige um segundo desgaste para a confecção de um pino intrarradicular. Esse desgaste é feito com brocas e sua extensão depende do pino escolhido para o tratamento.

2.1.2 Diminuição da Umidade do Dente

Para alguns autores (17, 18, 44) a eliminação da polpa acarreta diminuição da umidade dentinária, que resulta na diminuição da sua resiliência e de sua resitência a fratura. Para esses autores os dentes tratados endodônticamente são mais susceptíveis a fratura por terem sua umidade dentinária diminuída, uma vez que não possuem a polpa dentária. Entretanto, não existem estudos que demonstrem que, após a remoção da polpa, diminua significativamente a hidratação dos tecidos dentários pela cessação do fluxo tissular intra-tubúlos dentinários. O que se sabe é que dentes extraídos podem sofrer desidratação dependendo do modo como são armazenados.

Alguns estudos foram realizados para avaliação da resitência à fratura de dentes extraídos e estocados em diferentes condições para a simulação da umidade dentinária. Atualmente, a maioria dos estudos de fratura com dentes naturais humanos reproduz a umidade dentária através da re-hidratação do dente (18) (45) (42) (46), apenas mediante a imersão em água. O processo de re-hidratação do dente pode melhorar a resistência à fratura de um dente desvitalizado (18).

Contudo, ainda há uma grande variação entre os resultados obtidos em testes de propriedades mecânicas da dentina (Tabela 2.2). Por exemplo, a grande variação da resistência à tração, os valores encontrados variam de 33,9 MPa (47) a 105 MPa (48).

Na comparação entre a resistência a fratura da dentina hidratada, desidratada e reidratada não houve diferença estatística para os valores médios de carga máxima de ruptura (22). Neste estudo podemos observar que a diferença está na curva tensão X deformação da dentina até a fratura e não nos valores de carga de ruptura. A dentina desidratada apresenta uma curva tensão X deformação linear e o seu limite de proporcionalidade é maior do que as dentinas hidratada e reidratada. A dentina desidratada apresenta menor deformação até a fratura do que as dentinas hidratada e reidratada. Esses resultados foram obtidos com os testes de flexão por três pontos e de tração. Conclui-se que a diminuição da tenacidade da dentina desidratada resulta do aumento da sua fragilidade; contudo os valores de resistência a fratura nos dois estados não mostrou diferença significativa entre a dentina hidratada, desidratada e reidratada (22).

2.1.3 Concentração de Tensões na Dentina

Um estudo realizado no Departamento de Materiais da FOUSP, com o software MSC.Patran (pré e pós processador) e MSC Marc (processador) desenvolveu modelos 3D de uma raiz de um 2º pré-molar superior unirradicular. Foram simuladas cinco tipos de modelos: dois representaram o dente hígido com diferença no formato do canal radicular. Os outros três representaram um dente tratado endodonticamente e restaurado com pino. A diferença estava no formato do conduto radicular (oval ou cônico) e no formato do pino em cada modelo (canal oval com pino oval, canal oval com pino cônico e canal cônico com pino cônico). Para avaliar o risco de fratura radicular foram testadas algumas condições: pinos aderidos e descolados, pinos cônicos ou ovais e ainda de materiais com $E = 37$ ou $E = 200$.

Constatou-se que ocorre concentração de tensões na dentina de dentes restaurados com pinos (em relação aos hígidos), e que essa concentração difere quanto à magnitude a direção e a localização da tensão máxima principal. Na simulação dos pinos descolados, a orientação e os valores de tensão são compatíveis com a fratura.

De acordo com alguns estudos, esses valores de tensão gerados na dentina variam com a direção do carregamento do modelo (38), com o formato (30, 49) e com o módulo de elasticidade do pino (10, 38).

2.1.3.1 *Módulo de elasticidade do pino*

O efeito do módulo de elasticidade de pinos intrarradiculares sobre a concentração de tensões na raiz vem sendo muito pesquisado (15, 35, 38, 39, 50, 51), com conclusões aparentemente conflitantes entre autores. Alguns autores consideram que pinos muito rígidos tendem a concentrar tensões em áreas críticas, enquanto que pinos com módulo semelhante ao da dentina favorecem a distribuição de tensões, diminuindo o risco de fraturas radiculares (52-55). Entretanto, outros pesquisadores (10, 35, 36, 56, 57) demonstram o inverso: quanto maior o módulo de

elasticidade do pino, menores as tensões na dentina adjacente ao mesmo e, consequentemente, menor o risco de fratura radicular.

A contradição pode ser apenas aparente e ocorrer porque o efeito do módulo de elasticidade do pino depende também da direção da carga aplicada (ver item 2.1.3.3 na página 36. Como os autores utilizaram direções de carregamento diferentes, obtiveram resultados diferentes (38).

Trabalhos *in vitro* (55, 58) e *in vivo* (59) também mostraram resultados aparentemente contrários aos dos estudos feitos por AEF, pois apresentaram menor resistência à fratura ou maior incidência de fraturas radiculares para os casos de pinos mais rígidos. Entretanto os autores não se propuseram a isolar o efeito do módulo de elasticidade. Em um dos trabalhos laboratoriais (55), os pinos de menor módulo, também apresentavam maior diâmetro. Mas a rigidez de uma estrutura (do pino) depende não apenas do módulo de elasticidade do material, mas também do formato; os resultados destes autores poderiam ter sido diferentes se tivessem padronizado o formato. No trabalho clínico e no outro trabalho laboratorial (58, 59), para o pino de menor módulo foi feita cimentação adesiva enquanto para o pino de maior módulo, cimentação convencional. Trabalhos anteriores (10) já demonstraram que a cimentação adesiva favorece a distribuição de tensões na dentina, diminuindo o risco de fraturas radiculares. E quanto maior for a resistência adesiva entre pino e dentina, maior a resistência à fratura da raiz. Portanto, o melhor resultado para o pino de menor módulo pode ter sido devido ao tipo de cimentação.

Como o efeito do módulo de elasticidade sobre a magnitude e orientação das tensões máximas principais na raiz depende da direção do carregamento, e esta depende da posição dos dentes e de eventual disfunção de oclusão que o paciente tenha, estes fatores devem ser analisados para a escolha do tipo de pino.

2.1.3.2 *Formato do pino*

O pino metálico fundido (PMF) é ainda muito utilizado para retenção de coroas protéticas, a justificativa é que o pino preenche melhor o canal, pois é construído copiando a anatomia interna do dente (30). Entretanto, como alguns

estudos demonstraram que o PMF tem um módulo de elasticidade maior que o da dentina e que esse fato poderia aumentar a concentração de tensões na raiz (12, 15, 60, 61), foram criados pinos pré-fabricados de novos materiais com módulo de elasticidade menor que os PMF.

Além do módulo de elasticidade, os novos pinos também apresentam diferentes formatos. Podem ser: cônicos, cilíndricos, com dupla conicidade, além de ter diferentes texturas em consequência dos diferentes materiais utilizados para sua confecção. O formato dos pinos passou a ser então mais um fator a ser considerado na avaliação da concentração de tensões na dentina (30) (10, 62).

Figura 2.1 -Diversidade de formatos dos pinos intrarradiculares prefabricados

2.1.3.3 Direção de carregamento dos modelos de AEF

A influência do módulo do pino sobre a tensão de tração na dentina depende da direção do carregamento (38). Neste trabalho, com o carregamento longitudinal (0°), as maiores tensões de tração na dentina ocorreram para os pinos mais rígidos, o que concorda com trabalhos anteriores de finitos que também utilizaram

carregamento longitudinal (12). As maiores tensões ocorreram na região apical independentemente do módulo do pino. O risco de fratura radicular seria maior para os casos de pinos mais rígidos.

Isso ocorre porque ao intruir um pino cônico, regiões de maior diâmetro do pino são forçadas para regiões de menor diâmetro do canal radicular, sendo então comprimidas pela dentina. Como reação, o pino tende a aumentar o diâmetro da dentina, o que gera nela tensões de tração circunferencial (efeito cunha). Quanto maior a rigidez do pino, maior a tendência a aumentar o diâmetro da dentina (pois o pino mais rígido é menos compressível).

Entretanto, ao comparar a intensidade das tensões geradas com as outras direções de carregamento (oblíquo ou horizontal), nota-se que são da ordem de 100 vezes menores, o que sugere que o risco de fratura sob carga longitudinal seja desprezível.

Para o carregamento oblíquo e horizontal, houve uma relação inversa entre tensão máxima principal e módulo de elasticidade. As tensões desenvolvidas com uso de pinos menos rígidos foram aproximadamente 40% maiores que as obtidas com o uso de pinos mais rígidos. Estes resultados concordam com trabalhos anteriores (10, 35), que utilizaram carregamento a 45°.

No carregamento oblíquo ou horizontal, o pino tende a ser dobrado com o fulcro na região cervical da raiz. O pino menos rígido forma uma curva mais pronunciada, tendendo a aumentar o comprimento (o que gera tensões de tração) do lado onde está aplicada a força. Como está perfeitamente unido à dentina, faz com que esta tenha maior deformação e, conseqüentemente, maior tensão. Ao contrário dos casos de carregamento longitudinal, o local onde ocorreu concentração de tensão foi na cervical, na face palatina e a orientação (no plano de corte e oblíqua ao longo eixo da raiz) sugere uma tendência ao descolamento do pino, e não a uma fratura longitudinal.

2.2 Métodos utilizados para estudar fraturas

2.2.1 Análise por Elementos Finitos

O método de elementos finitos é muito utilizado nos estudos de mecânica da fratura radicular, uma vez que permitem a simulação em modelos 2D ou 3D de algumas condições que são muito difíceis de simular em um estudo *in vitro*. A padronização das amostras e diminuição da variabilidade anatômica, por exemplo. Outra vantagem desse método é o isolamento de variáveis, além da visualização das áreas onde se concentra a tensão.

Através da AEF já foram feitos estudos para avaliar a influência do módulo de elasticidade do pino (10), o efeito cunha (8), a direção da aplicação de cargas sobre as cúspides (38), o efeito férula dos núcleos (63), o formato do pino: circular ou anatômico (30). Os pinos pré-fabricados geralmente são circulares com ponta paralela ou cônica, já os pinos anatômicos são aqueles confeccionados copiando a anatomia interna do canal radicular.

Apesar de trazer muitas vantagens a AEF também tem limitações, principalmente no que se refere à construção do modelo, reproduzir fielmente a estrutura de um dente restaurado com pino e coroa é um trabalho difícil, uma vez que a anatomia dental é muito rebuscada. Outro fator limitador é a alimentação do programa com dados confiáveis. Neste tipo de estudo precisamos alimentar o programa com dados como, o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, e estes podem apresentar valores discrepantes na Literatura para alguns materiais.

2.2.2 Dentes Naturais

Nos estudos de biomecânica das fraturas radiculares os testes de resistência à fratura são muito utilizados (55, 64-67). Por hipótese, a resistência à fratura de uma raiz específica pode ser atribuída a fatores que variam de paciente para paciente, tais como:

- a resistência da dentina – que depende do grau de mineralização e do conteúdo de água do dente. Alguns autores (7, 44), afirmam que a resiliência da dentina é menor quando a sua umidade é diminuída, assim, dentes extraídos teriam menor resiliência e conseqüentemente menor resistência à fratura. Entretanto os estudos realizados para comparar as propriedades mecânicas entre dentes hidratados e desidratados não chegaram a um consenso (18);
- ao formato geométrico – variação anatômica em um mesmo grupo de dentes (ex: depressão mesial dos 1º pré-molares superiores);
- dimensões do dente – comprimento, espessura das paredes, diâmetro mésio-distal e vestibulo-palatino; tamanhos diversos dentro de um mesmo grupo dental (ex: caninos de um paciente têm tamanho diferente dos de outro paciente; os maiores seriam mais resistentes); tamanhos diferentes da câmara pulpar;
- aos esforços mecânicos prévios, que podem ter produzido defeitos indetectáveis capazes de iniciar uma fratura. Esses esforços podem estar relacionados com a fadiga gerada pelos esforços mastigatórios (a fadiga consiste em que tensões de intensidade inferior à resistência à fratura, mas com muitas repetições, podem produzir micro-defeitos e levar a falha do material em teste sob tensões muito inferiores à da resistência à fratura).

2.2.3 Dentes Artificiais

Alguns autores estudaram a mecânica da fratura em dentes restaurados com pinos utilizando raízes artificiais de compósito (19, 20, 68).

A justificativa dada para essa escolha é:

- o módulo de elasticidade da dentina é muito semelhante ao de alguns compósitos (68);
- de acordo com Ottl (68), a menor variabilidade dos espécimes em seu estudo chegou a diminuir o desvio padrão, habitualmente encontrado, de 50% para 15% a 32%.

Além dos motivos acima expostos pelos pesquisadores, podemos apontar ainda as seguintes considerações que reforçam a conveniência de indicar dentes artificiais de compósito para os estudos de mecanismos de fratura:

- Em tese, os dentes em compósito podem produzir excelente adesão a cimentos resinosos; este é um fator importante quando são realizados estudos comparativos entre cimentação adesiva e não adesiva;
- É possível reproduzir em série geometrias exatamente iguais;
- Podem ser armazenados em ambiente seco;
- diminuir a influência dos fatores relacionados acima (formato, dimensões, grau de mineralização) no desvio padrão dos resultados obtidos;

O uso de dentes artificiais surge como uma possível solução para melhorar o entendimento do mecanismo de fratura. O uso de dentes artificiais parece ser apoiado ainda, pelas seguintes razões:

- a) a disponibilidade de dentes naturais é pequena;
 - b) se ainda considerarmos que seu uso não seria imprescindível, aparecem problemas éticos ligados à utilização de material humano sem necessidade absoluta;
 - c) os dentes extraídos apresentam variações anatômicas e histórico de exposição a esforços que aumentaria a variabilidade dos resultados. A variabilidade estatística dos resultados poderia comprometer a certeza das conclusões. O único modo de diminuir essa variabilidade é aumentar o tamanho da amostra, o que dificulta o estudo de acordo com os itens a) e b).
- dentes humanos naturais, de modo a validar o uso das raízes artificiais.

2.2.4 Propriedades do Dente Natural e da Resina Composta

A resina composta é um material amplamente utilizado na Odontologia e apresenta propriedades semelhantes às do dente natural como demonstrado na Tabela 2.1, por isso é amplamente utilizada para substituir perdas de estruturas dentais.

Atualmente existe uma classificação para as resinas compostas de acordo com o tipo de partícula de carga e seu tamanho. As propriedades mecânicas das resinas dependem diretamente do tamanho, do tipo e da proporção de carga existente em sua composição. Na Tabela 2.1 são apresentados os grupos de resina composta de acordo com sua classificação.

Depois da análise desses valores, a o tipo de resina composta que mais se assemelha com as propriedades dos dentes naturais é a híbridas (multiuso). Ainda assim existem resinas híbridas de várias marcas comerciais. Para definir qual resina utilizar foi feita uma busca na literatura dos valores de resistência à tração e compressão das marcas existentes: TPH Spectrum (Dentsply), Z250 (3M),

Para decidir que resina utilizar foi feita uma busca por dados das propriedades mecânicas de cada uma dessas resinas. Os valores de resistência à tração, compressão e módulo de elasticidade estão na Tabela 2.2 abaixo:

Tabela 2.1 - Propriedades mecânicas dos compósitos, da dentina e do esmalte (69)

	Tamanho (μm)	Carga inorgânica (% em peso)	Resistência à Tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Módulo de elasticidade (GPa)
<i>Híbrida compactável</i>	fibrosa	65 – 81	40 - 45	—	3 - 13
<i>Híbrida de baixa viscosidade</i>	0,6 – 1,0	40 – 60	—	—	4 - 8
<i>Micro-particulada</i>	0,004 – 0,4	35 – 67	30 - 50	250 - 350	3 - 6
<i>Híbrida (multiuso)</i>	0,4 - 10	75 – 85	40 - 50	300 - 350	11 - 15
<i>Híbrida (partícula pequena)</i>	0,5 - 3	80 – 90	75 - 90	350 - 400	15 - 20
<i>Tradicional</i>	8 - 12	70 – 80	50 - 65	250 - 300	8 - 15
<i>Dentina</i>	—	—	52	297	18
<i>Esmalte</i>	—	—	10	384	84

Tabela 2.2 - Diversidade de valores de propriedades mecânicas da dentina e dos compósito pré-selecionados para este estudo

	Resistência à tração (MPa)		Resistência à tração diametral (MPa)		Resistência à Compressão (MPa)		Módulo de elasticidade (MPa)	
Dentina	93,8–105 53,23 52 33,9–61,6	(48) (70) (44) (47)	—		297 275	(70, 71)	13,7	(48)
Z250 (3M)	54,4	*	49,9–66,3 60,7–69,7 96,6	(72) (73) (74)	213–298 454,5	(72) (74)	11,8	**
TPH Spectrum (Dentsply)	42	***	68,4 80,7	(74, 75)	310 378,6	(74)	9,09	(76)

*Valores obtidos experimentalmente, conforme item 4.1.1, na página 47.

**Perfil técnico

***Valores obtidos experimentalmente, conforme item 4.1.1, na página 47.

Os resultados de resistência à compressão das resinas foram encontrados sem dificuldades, mas os testes de resistência à tração das resinas encontrados na Literatura são testes de tração diametral e o da resistência à tração de dentes naturais são testes de microtração. Sendo assim, para comparar os resultados de resistência à tração da dentina com os da resina composta, foi feito um teste de microtração com palitos dos compósitos citados na Tabela 2.2.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é verificar se a resistência mecânica de raízes de compósito é semelhante à das raízes naturais e se há alguma vantagem no uso de raízes de compósito no estudo das fraturas de dentes restaurados com pinos.

As hipóteses deste trabalho para a validação do uso de raízes de compósito são:

- O coeficiente de variação ($= \frac{\text{Desvio padrão}}{\text{Média}}$) da resistência à fratura das raízes artificiais é menor que o dos dentes naturais;
- A resistência à fratura de raízes artificiais guarda semelhança com a resistência dos dentes naturais no que se refere à ordem de grandeza;
- O formato da curva de um gráfico carga versus avanço da cabeça da máquina de ensaios deve ser parecido para as raízes naturais e artificiais.
- A resistência à ruptura de dentes restaurados com pinos aderidos à raiz é maior que a de pinos descolados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Escolha da Resina Composta

A resina composta selecionada para confecção das raízes artificiais deveria ter as propriedades mecânicas semelhantes à dentina. A Tabela 2.1 apresenta a semelhança entre essas propriedades. Dentre os grupos avaliados na página 42, o compósito híbrido (multiuso) apresentou as características mais semelhantes, como resistência à fratura, compressão e também o módulo de elasticidade.

Para escolher entre as duas marcas comerciais a que mais se assemelha à dentina, foi preciso realizar um teste de microtração de palitos dessas resinas, uma vez que, os valores de resistência à tração da dentina encontrados na literatura (44, 47, 48, 70) foram obtidos por microtração, enquanto que os do compósito por tração diametral.

4.1.1 Testes de Microtração da Resina Composta

Foram selecionadas duas marcas comerciais de resina composta de acordo com os dados obtidos na Literatura: Z250® – 3M e TPH Spectrum® – Dentsply (Tabela 2.2— página 43). Para a obtenção dos palitos de resina foram feitos dois blocos de 15 x 15 x 5 mm de cada uma das resinas escolhidas. Os blocos foram fotopolimerizados por 40s de cada lado com o aparelho Ultra Blue IV® – DMC. Em seguida foram confeccionados 20 palitos de 10 x 0.5 x 0.5 mm (valores escolhidos de acordo com dados da Literatura (47, 48)) a partir de dois blocos de resina composta, sendo 10 da resina Z250® e 10 da resina TPH Spectrum®. Os palitos foram feitos na máquina de cortes Isomet 1000® – Buehler.

Os palitos foram colados nas garras de Geraldelli com Super Bonder® – Loctite e submetidos ao teste de microtração com velocidade de 0,5mm/min até a fratura na máquina de ensaios universal Instron.

4.2 Escolha dos Dentes Naturais

Foram utilizadas 50 raízes de 2º pré-molar superior cedidas pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa. Protocolo 16/2009, FR - 247864 (Anexo A). O segundo pré-molar foi escolhido para esse estudo, pois a incidência de fraturas é maior nesse grupo de dentes (23). Para facilitar a padronização dos preparos endodôntico e protético os dentes selecionados tinham apenas uma raiz e um canal radicular. Raízes com dois canais foram excluídas do estudo.

Os dentes foram pré-selecionados de acordo com suas características anatômicas semelhantes (presença ou não de sulcos longitudinais radiculares, profundidade das depressões, tamanho) e armazenadas em solução conservante padrão do Banco de Dentes, e em água destilada.

Em seguida foram medidos com o uso de um paquímetro. As medidas registradas foram o comprimento, diâmetro do canal radicular nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino, diâmetro externo da raiz nos sentidos méso-distal e vestibulo-palatino. Os espécimes que estavam com algum dos valores com discrepância de 30% ou mais da média do conjunto, foram descartados do estudo.

Os dados obtidos foram organizados em uma tabela que serviu de base para a escolha da raiz a ser moldada e reproduzida para obter as raízes artificiais. Como critério de escolha da raiz a ser reproduzida, poderia ter sido usada qualquer raiz com medidas que diferissem em até 10% dos valores médios do conjunto.

Em anexo (Anexo B) está a tabela com os valores das medidas de todas as raízes, a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação da amostra. A raiz selecionada para a confecção do molde foi a de número 39.

4.3 Preparo dos Dentes Naturais

Para que houvesse a simulação de um dente com destruição total da cora, todos os dentes foram cortados coronalmente ou oclusalmente a 2 mm da junção amelo-cementária, na máquina de cortes Isomet 1000® - Buehler.

As raízes naturais foram instrumentadas com limas manuais (Maillefer® – Dentsply) e rotatórias (Densell®) seguindo uma sequência de limas padronizada para todos os espécimes. Para facilitar a instrumentação com limas rotatórias foram utilizadas antes as limas manuais #10, #15 e #20 (Maillefer® – Dentsply). A sequência de limas rotatórias foi: 12/30, 8/30, 6/30, 4/30, 4/25, 4/20 e 2/20. O preparo apical foi feito com lima manual #35. A irrigação durante a instrumentação foi feita com líquido de Dakin e lubrificação com Endo – PTC® creme.

Em seguida, foi feito um desgaste com uma broca no canal radicular para representar o desgaste protético. O desgaste atingiu 2/3 do comprimento total de cada raiz. A broca utilizada neste preparo faz parte do kit Whitepost® DC, ela deixa o preparo com a mesma conicidade do pino; por isso todas as raízes tem o preparo protético com a mesma conicidade.

4.4 Confeção do Molde Utilizado para a Confeção em Série das Raízes Artificiais

O molde foi confeccionado a partir da raiz de número 39. Para copiar a parte interna do canal, foi feita a modelagem de um núcleo com Duralay®. O modelamento foi feito de maneira que atingisse todo o canal radicular, até o ápice dental, em seguida a inclusão em revestimento do padrão de fundição foi realizada. O anel de revestimento foi levado ao forno para a volatilização do Duralay. O pino metálico foi confeccionado em liga de níquel-cromo. A Figura 4.1 ilustra o pino metálico finalizado. Para manter a mesma posição do pino em relação às outras partes do molde confeccionadas posteriormente, foi feito um sulco na parte externa da região do núcleo.

Figura 4.1 - Pino metálico para reproduzir o interior do canal radicular. Seta branca - sulco para manter a posição correta do núcleo dentro do molde. Seta amarela - porção do núcleo onde foi feita apenas a instrumentação com limas endodônticas

Para a cópia da parte externa da raiz e para que o núcleo já pronto permanecesse na mesma posição sempre, foi necessário fazer um molde com duas partes:

a) Parte metálica

Para que o molde a ser confeccionado guardasse a mesma posição do canal radicular em relação a parte externa da raiz, foi feito o enceramento da metade da parte metálica com núcleo metálico posicionado na raiz natural. Como representado na Figura 4.2.

Figura 4.2 - Enceramento da metade da parte metálica do molde. Pino inserido na raiz natural para guardar a mesma posição no futuro molde

Foi feita a inclusão em revestimento do padrão de cera. Depois de pronto o anel foi levado ao forno para a eliminação da cera. Em seguida foi feita a fundição dessa metade da parte metálica do molde. O mesmo foi feito para a confecção da segunda metade da parte metálica

O metal selecionado para essa fase foi a liga de cobre-alumínio. Para que as duas metades estivessem sempre na mesma posição e o pino também ficasse bem fixo, foi adicionado a essas duas metades metálicas um parafuso e um análogo de implante dental, como ilustrado na Figura 4.3.

Figura 4.3 - Parte metálica do molde finalizada. A) Raiz e pino bem fixos na parte metálica. B) Parafuso e análogos de implantes utilizados para travar o pino na posição. C) Vista interna da parte metálica

Com a parte metálica pronta foi possível construir a parte incolor em RAAT, para que a resina composta no interior do molde pudesse ser fotoativada.

b) Parte Acrílica

A partir da raiz posicionada na parte metálica foi feito o enceramento da metade da parte acrílica, e, para facilitar a inclusão em mufla, a outra metade foi feita com silicone Zetalabor – Zhermack® (Figura 4.4).

Figura 4.4 – A: enceramento ao redor da raiz e da parte metálica do molde. Em B, modelagem de uma metade com silicone

O conjunto foi incluído em mufla nº 6. Na parte interna da mufla foi aplicada uma camada de vaselina sólida como isolante. Para a primeira parte da inclusão o gesso comum foi manipulado e colocado na contra mufla, em seguida o conjunto ilustrado na Figura 4.4 foi posicionado no gesso. Após a presa do gesso foi aplicada uma camada de isolante Cel-Lac® sobre o gesso.

A contra-mufla foi posicionada sobre a mufla e preenchida com gesso comum e fechada com a tampa. Após a presa do gesso todo o conjunto foi levado a uma panela com água quente para a limpeza da cera a abertura da mufla (Figura 4.5). Nesta figura está representada a confecção de dois moldes, entretanto, apenas um deles foi utilizado para a confecção das réplicas.

Figura 4.5 - Abertura da mufla após a lavagem com água quente. Detalhe do molde em gesso

Para a confecção da parte transparente, foi feito o isolamento da raiz com um desmoldante para fibra de vidro líquido, que ao secar forma uma fina película sobre a raiz, e aplicado o isolante Cel-Lac® sobre todo o gesso. A metade feita em Zetalabor® permaneceu incluída no gesso durante a inserção da RAAT na outra metade do molde em gesso. A mufla foi fechada e levada à prensa a para o escoamento da resina e retirada de bolhas. Em seguida foi levada para uma Polimerizadora por 30 minutos a 50 libras de pressão e 50°C (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Mufla posicionada na prensa para o escoamento da resina acrílica e eliminação de bolhas. Ao lado panela polimerizadora

Após o ciclo térmico a mufla foi aberta novamente para a confecção da segunda metade do molde. Sobre a raiz e a primeira metade do molde foi aplicado o desmoldante líquido e sobre o gesso foi aplicado isolante para resina acrílica Cel lac – SSWhite (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Abertura da mufla após a polimerização da primeira metade da parte acrílica do molde

Depois de prontas as duas metades, foi feito o acabamento e polimento da resina acrílica. O molde finalizado está ilustrado na Figura 4.8.

Figura 4.8 - Molde para confecção das raízes artificiais finalizado

4.5 Preenchimento do Molde com Compósito

As raízes foram vazadas da seguinte maneira:

a) Isolamento do molde com desmoldante líquido e inserção da resina composta. Posicionamento do núcleo na parte metálica do molde. Inserção da resina composta até cobrir o núcleo. Preenchimento da outra metade também.

Figura 4.9 - Preenchimento do molde em camadas grandes, sem ter fotoativado as anteriores. Notar que foi colocado compósito também no contramolde

b) Fechamento do molde e aperto dos parafusos da parte metálica.

Figura 4.10 - Molde fechado com mini parafusos para maior estabilidade

c) Aplicação da fonte de luz por 60s de cada lado do molde. Foi utilizado o aparelho Ultra Blue IV – DMC

Figura 4.11 - Fotoativação com o maior diâmetro da ponta do aparelho Ultra Blue IV

d) A réplica foi retirada do molde após a polimerização da resina. O pino foi retirado da raiz com o auxílio de um instrumental apoiado no sulco existente no núcleo (Figura 4.1 na página 50).

Figura 4.12 - Raiz natural original e sua cópia em compósito

e) Aquecimento das raízes a 170°C por 10min em estufa (77)³

O compósito escolhido foi submetido a aquecimento para melhorar algumas de suas características, como por exemplo, grau de conversão, resistência a flexão e dureza Knoop (77). No estudo encontrado na Literatura os corpos de prova da resina eram de pequeno volume comparado às raízes confeccionadas neste trabalho. Para isso foram confeccionadas duas réplicas para verificar se haveria alguma alteração das propriedades do compósito em grande volume com esse valor de aquecimento e tempo. Uma das raízes foi aquecida e a outra não. As duas foram cortadas pela metade e incluídas em anel de PVC e reina acrílica Figura 4.13. Foi feito o polimento da superfície, em seguida foram feitas 15 leituras de microdureza Knoop com o microdurômetro regulado com carga de 50 gf por 15s (78).

Figura 4.13 - A - raiz artificial que passou por tratamento térmico. B - raiz artificial sem tratamento térmico. A seta indica um corpo de prova de pequeno volume utilizado como padrão de comparação

³ O tratamento térmico foi realizado, pois é capaz de aumentar os valores de grau de conversão, resistência à flexão e dureza Knoop da resina composta.

Figura 4.14 – A- homogeneidade na forma da raízes artificiais feitas no molde descrito no item 4.4 e 4.5. B- Variação do formato das raízes naturais

4.6 Teste de Resistência à Fratura das Raízes Não Restauradas

Foram utilizadas as 50 raízes de 2º pré-molar superior e as 50 raízes artificiais. O teste de resistência à fratura foi conduzido em máquina de ensaios universal Instron, que permite o registro do gráfico carga versus avanço da ponta.

Para o ajuste da posição da raiz a ser ensaiada foi feita uma marcação na base de apoio com a ponta posicionada na máquina. Os espécimes foram posicionados com a abertura do ápice radicular sobre o ponto marcado. A velocidade de avanço da cabeça da máquina será de 5 mm/min.

A ponta utilizada (Figura 4.16) nos ensaios mecânicos foi obtida através da usinagem de um cilindro em liga de aço inoxidável, e teve como referência as medidas de um pino de fibra de vidro pré-fabricado, próprio para ser inserido em canais preparados com a broca usada para preparar os canais radiculares (item 4.3 na página 49). Para a seleção do tamanho do pino foram utilizadas as radiografias periapicais de todos os dentes naturais. O pino selecionado foi o Whitepost DC – FGM tamanho 1, que tem 1,6 mm na parte superior e 0,85 mm na ponta. Durante o teste, a ponta metálica realizou um movimento de intrusão dentro do canal radicular, semelhante ao que acontece no efeito cunha⁴ dos pinos intrarradiculares. O pino de inox reproduziu apenas a parte mais cervical do pino de fibra, de modo que apenas encostava na região cervical da raiz. A Figura 4.15 ilustra o ensaio mecânico realizado. Todas as raízes foram apoiadas em uma base quadrada de silicone de 2mm de espessura com uma concavidade no centro para evitar o deslocamento lateral das raízes.

⁴ O efeito cunha dos pinos intrarradiculares diz respeito às tensões circunferenciais que surgem na dentina quando da intrusão do pino intrarradicular. Essas tensões indicam que há uma tendência de expansão do diâmetro da raiz, que por se tratar de um tecido mineralizado não tem grande resistência à tração, e fratura.

Figura 4.15 - Desenho esquemático e foto do teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal

Figura 4.16 - Ponta em aço inoxidável utilizada no testes de resistência à fratura das raízes naturais e artificiais

Para diminuir o atrito da ponta metálica com as raízes foi aplicado grafite em pó na ponta com o auxílio de um pincel.

Foram registrados os valores de carga máxima até a fratura, a curva carga (N) versus avanço da ponta (mm) e a distância do lugar mais distante do traço de fratura até a borda cervical. A análise dos resultados foi feita através da avaliação dos valores de carga máxima de ruptura e dos traços de fratura. Os valores de carga máxima de ruptura e os de distância do traço de fratura foram submetidos aos testes de homocedasticidade, normalidade e análise de variância. Para comparação dentre os grupos foi feito Teste t, por se tratar da comparação de duas amostras independentes.

4.7 Restauração de Raízes Artificiais com Pinos Intrarradiculares e Coroas

Para a avaliação do comportamento das raízes artificiais restauradas com pinos e coroas, foram confeccionadas 30 raízes em compósito (TPH Spectrum – Dentsply). Todas as raízes receberam uma fina camada de silicone (Aquasil – Dentsply) para a simulação do ligamento periodontal.

Figura 4.17 - Película de silicone usada para a simulação do ligamento periodontal

Para a confecção da base que simularia o osso alveolar foram utilizados tubos de PVC de 25mm de altura por 20mm de largura e resina acrílica. A inclinação utilizada a princípio foi de 10° no sentido vestibulo-palatino, pois essa é a inclinação

deste dente na base óssea (79). Para conseguir isso, as raízes foram embutidas na resina utilizando um delineador e sua base com a inclinação proposta. Para a padronização do posicionamento de todas as raízes o delineador sofreu adaptações com resina acrílica Figura 4.18.

Figura 4.18 - Adaptação do delineador para a padronização da inclusão dos corpos de prova na base de resina acrílica e tubo de PVC

As raízes foram posicionadas na haste móvel do delineador com o auxílio de Pinjet (Angelus) e o tubo de PVC na base inclinada do delineador, com mostra a Figura 4.19. Em seguida, o tubo de PVC foi preenchido com resina acrílica. Depois da completa polimerização foi feito o acabamento para que a resina acrílica ficasse 2mm abaixo da cervical da raiz artificial.

Figura 4.19 - Inclusão da raiz em resina acrílica com inclinação de 10°

Todas as raízes foram restauradas com pinos metálicos fundidos e núcleos estoçados em liga de NiCr. Para a confecção do conjunto pino-núcleo foi feito o modelamento do canal intrarradicular com Pinjet (Angelus) e Duralay (Dental Mfg). A parte coronária foi feita com o auxílio de um molde de silicone para a padronização dos núcleos.

As raízes foram divididas em 3 grupos (n=8), de acordo com o tipo de cimentação dos núcleos. No grupo FZ os pinos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco (Cimento de Zinco – SS White); no grupo CRD para a simulação dos pinos descolados, antes da cimentação foi aplicada uma camada de vaselina sólida

no conduto radicular, em seguida os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual (All Cem – FGM); no grupo CRC, foi feita a aplicação de um agente de união, também dual, (Concise – 3M ESPE) antes da cimentação dos pinos com cimento resinoso dual (All Cem – FGM). Em seguida foram confeccionadas coroas metálicas sobre as raízes com núcleos Figura 4.21 na página 66. Para a padronização das coroas foi utilizado um molde de silicone.

As raízes restauradas e embutidas na base acrílica foram submetidas à ciclagem mecânica de 130.000 ciclos sob uma pressão de 5bar e 141 N (valores próximos aos encontrados na Literatura (62)).

4.8 Teste de Resistência Das Raízes Artificiais Restauradas com Pinos e Coroas

4.8.1 Teste piloto das raízes artificiais restauradas com pinos

Após a ciclagem mecânica foram selecionadas 6 raízes, duas de cada grupo para a realização do teste de resistência à fratura sob forças compressivas na máquina de ensaio universal Kratos. A velocidade de carregamento estabelecida foi de 5mm/min (80), a inclinação de 10° e a base em resina acrílica e contida por um anel de PVC.

Neste primeiro ensaio os valores de carga necessários para fraturar as raízes artificiais foi exagerado e o modo como fraturaram as réplicas ficou muito diferente do que o encontrado na Literatura. Houve esmagamento do ápice, rompimento do silicone do que representava o ligamento periodontal, fratura cominutiva do compósito e até fratura da base de acrílico. Todos esses fatores mostraram que a simulação tinha ficado muito distante da realidade. Esses resultados de carga máxima de ruptura mostraram que seria necessário fazer algumas modificações no teste de resistência à fratura.

4.8.2 Confeção da base metálica

Depois dos resultados obtidos com os primeiros espécimes (item 5.2.1 na página 74) foi necessária a confecção de uma base mais resistente. Para isso foi feito um padrão de cera para a confecção de uma base metálica fundida. O padrão de cera foi feito da mesma maneira que a inclusão dos espécimes na resina, com a diferença de colocar cera líquida no lugar da resina.

Figura 4.20 - Raiz posicionada no anel de PVC para a confecção do padrão de cera para fundição da base metálica

O padrão de cera foi incluído em revestimento fosfatado (Heat shock – Polidental) para a confecção da base metálica em liga de NiCr.

4.8.3 Mudanças nos parâmetros do teste de resistência a fratura

Além da mudança da base de resina acrílica para base metálica, também foi alterada a inclinação do corpo de prova. O valor do ângulo de aplicação da carga encontrado na Literatura foi de 30° (80, 81) e 45° (42).

Foi utilizada uma base com 30° de inclinação, mas como o corpo de prova foi incluído na base metálica com um ângulo de 10° , o ângulo resultante entre o corpo de prova e a base da célula de carga foi de 20° , como ilustrado na Figura 4.21. Por causa desta mudança na base e para conseguir a angulação de 20° , a carga foi aplicada na cúspide vestibular. Para ser aplicada na cúspide palatina a inclinação resultante seria de 40° . A velocidade de carregamento de 5mm/min até a fratura foi mantida.

Figura 4.21 - Posicionamento da base metálica e do suporte da máquina para a obtenção do ângulo de 20° no carregamento do corpo de prova

Além das mudanças citadas acima, também será feito o cálculo de Erro Relativo para a definição do tamanho de amostra ideal para cada grupo. Foi feita Análise de Variância e o Teste de Kruskal Wallis, por se tratar de uma amostra não normal.

5 RESULTADOS

5.1 Resistência das Raízes Naturais X Raízes Artificiais

5.1.1 Carga máxima de ruptura

A Tabela 5.1 apresenta os valores médios de carga máxima de ruptura para os dentes naturais e artificiais, com o desvio padrão e o coeficiente de variação das duas amostras. Os dados obtidos foram submetidos aos testes de normalidade, homocedasticidade e Anova. A distribuição amostral é normal e homocedástica.

Tabela 5.1 - Médias da carga máxima de ruptura desvio padrão e coeficiente de variabilidade das raízes naturais e artificiais

Parâmetros	Raiz Natural	Raiz Artificial
Número de repetições (n)	50	50
Resultado da análise	$p \leq 0,000$	
Médias de carga de ruptura (N)	75,7	115,4
Desvio Padrão	$\pm 27,5$	$\pm 24,2$
Coeficiente de variação (%)	36,3	21
Tamanho (n) da amostra para $E_r = 15\%$	23	8

As raízes naturais apresentam uma carga máxima de ruptura significativamente menor que as raízes artificiais. A dureza Knoop do compósito com tratamento térmico ($73,6 \pm 4,2$) é maior que os valores de dureza Knoop encontrados na Literatura para dentina desidratada ($51,8 \pm 6,3$). O desvio padrão das raízes das raízes artificiais é numericamente menor do que o encontrado para as raízes naturais (redução de 12%), mas a homocedasticidade indica que as diferenças não são significativas a ponto de impedirem uma análise de variância em conjunto. Já o

coeficiente de variação ($= \frac{\text{Desvio padrão}}{\text{Média}}$) é numericamente menor para as raízes naturais (redução de 40%). Um modo de testar a importância desta diferença foi o do cálculo do número recomendado de repetições para $\alpha=0,05$.

Os resultados obtidos foram submetidos a Análise de Variância (Tabela 5.2)

Tabela 5.2 - Análise de Variância realizada com os resultados de carga máxima de ruptura das raízes naturais e artificiais

Análise de Variância: Valores originais					
Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G.L.	Quadrados Médios	(F)	Prob.(Ho)
Entre colunas	39.473,9492	1	39473,9492	58,77	0,000%
Resíduo	65.819,8594	98	671,6312		
Variação total	105.293,8125	99			

Através do Teste t verificou-se a diferença estatística entre os grupos ao nível de 1%.

Tabela 5.3 - Resultado do Teste t

Teste t	
Valor calculado de t	7.67
Graus de liberdade	98
Probabilidade de igualdade	0.00%
Significante ao nível de 1% ($\alpha=0,01$)	

As curvas de carga versus deslocamento da ponta metálica de cada raiz registrada pela máquina de ensaios também foram avaliadas. As raízes naturais apresentam dois tipos de curvas de carga versus deslocamento da ponta metálica: 24 espécimes testados mostram uma curva com alguns vales antes da carga máxima de ruptura, provavelmente devidos a algum tipo de escorregamento relativo

entre o pino de inox e a superfície do canal; as outras 26 apresentam uma curva carga versus deslocamento mais uniforme como demonstrado no Gráfico 5.1

Gráfico 5.1 - Curvas de carga x deslocamento da ponta metálica de 5 espécimes das raízes naturais. As Curvas 9 e 10 apresentam vales de queda de carga antes da fratura final. As curvas 6, 7 e 8 são mais uniformes, sem vales de queda de resistência

As raízes artificiais também apresentaram dois tipos de curva carga versus deslocamento da ponta. Para esse grupo, apenas 5 raízes apresentam curva com pequenas irregularidades antes da fratura final e as outras 45 tiveram uma curva uniforme até a carga máxima de ruptura como demonstrado no Gráfico 5.2. Quanto a inclinação, as raízes naturais apresentam gráficos com menor ângulo entre a curva e o eixo x, o que indica que a rigidez dessas raízes é menor, pois nos gráficos das raízes artificiais esse ângulo é ligeiramente maior.

Além disso, a carga necessária para deslocar a ponta em 1mm é maior nos gráficos das raízes artificiais.

Gráfico 5.2 - Curvas de carga x deslocamento da ponta metálica de 5 espécimes das raízes artificiais. A curva 26 apresenta pequena irregularidade antes da fratura final. As curvas 27 a 30 são mais uniformes

5.1.2 Traço de fratura

Na comparação entre os traços de fratura existe uma semelhança entre as fraturas encontradas nas raízes artificiais (Figura 5.1e Figura 5.2). O traço de fratura percorreu sempre a superfície vestibular e a palatina das raízes, paralelo ao longo eixo da raiz. As raízes naturais em sua maioria mesmo com a fratura não foram divididas em duas partes, ao contrário do que aconteceu com as raízes de compósito que, mesmo com a fratura que não se propagou por todo o longo eixo da raiz, sofreu divisão em duas partes para a maioria dos casos.

Figura 5.1 - Semelhança entre os traços de fratura entre a) raiz natural e em b) raiz artificial

A ponta metálica em formato de pino intrarradicular causou uma fratura radicular longitudinal semelhante às fraturas observadas nos casos de fratura relatados na rotina clínica.

Figura 5.2 - Aspectos semelhantes das fraturas em a) raiz natural e b) artificial

5.2 Raízes Artificiais Restauradas com Pinos e Coroas

5.2.1 Teste piloto

Durante essa fase os valores de carga máxima de ruptura encontrados foram muito elevados e a base em resina acrílica fraturou antes da raiz em compósito Tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Carga máxima de ruptura das raízes no teste piloto

	Fosfato de zinco (N)	Cimento resinoso Descolado (N)	Cimento resinoso Colado (N)
1	5678	6450	3947
2	10355	2402	10257

A foto abaixo mostra a fratura da base em resina acrílica e do tubo de PVC e a integridade da raiz artificial.

Figura 5.3 - Fratura da base de resina acrílica durante o teste piloto

Baseado neste resultado foi feita a troca da base para apoio da raiz artificial de resina para metálica. Além dessa mudança, como os valores obtidos apresentam alguns valores muito diferentes das médias de cada grupo, os resultados foram

apresentados em sua forma original (com os resultados muito discrepantes da média do grupo), e em seguida estão os resultados com algumas modificações nos dados de carga máxima de ruptura. Essas modificações foram feitas para verificar a influência dos valores muito diferentes da média na diferenciação dos grupos.

5.2.2 Carga máxima de ruptura dos grupos FZ, CRD e CRC com todos os valores

Os valores de carga máxima de ruptura, média, desvio padrão e coeficiente de variabilidade de cada grupo estão apresentados na Tabela 5.5. Os dados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade e homocedasticidade, e o resultado é que essa é uma amostra homocedástica e não normal. Por isso, os resultados foram apresentados em sua forma original (com os resultados muito discrepantes da média do grupo), e em seguida estão os resultados com algumas modificações nos dados de carga máxima de ruptura. Essas modificações foram feitas para verificar a influência dos valores muito diferentes da média na diferenciação dos grupos.

Tabela 5.5 - Valores médios, DP e cv das raízes artificiais restauradas com pinos metálicos e diferentes técnicas de cimentação. Valores Originais

Raiz artificial	Fosfato de zinco (N)	Cimento resinoso – Descolado (N)	Cimento resinoso – Colado (N)
1	3.613	5.933	6.295
2	1.946	2.741	5.506
3	2.858	4.006	2.927
4	2.368	2.765	3.010
5	2.902	3.584	2.417
6	3.854	2.843	2.613
7	2.246	4.172	4.035
8	4.251	3.559	1.647
Média (N)	3.005	3.700	3.556
DP	826	1.059	1.606
cv (%)	27,5	28,6	45,2

A Tabela 5.6 apresenta os dados da análise de variância.

Tabela 5.6 - Análise de Variância com valores originais

Análise de Variância: Valores originais					
Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G.L.	Quadrados Médios	(F)	Prob.(Ho)
Entre colunas	2.156.864,0	2	1.078.432,0	0,74	50,581%
Resíduo	30.701.600,0	21	1.461.981,0		
Variação total	32.858.464,0	23			

Como visto na Tabela 5.5 o grupo CRD apresentou a maior média numérica de resistência à fratura, seguido do grupo CRC e FZ respectivamente. Os coeficientes de variação dos grupos FZ e CRD (27,5% e 28,6%) estão próximos do coeficiente de variação das raízes artificiais sem restauração (21%). O grupo CRC apresentou o valor de cv (45,2%), maior que o valor das raízes naturais (35%).

Para a comparação entre os grupos foi feito o Teste Kruskal Wallis (Tabela 5.7). A análise estatística revelou que não há diferença estatística entre os grupos testados (Tabela 5.8).

Tabela 5.7 - Parâmetros para avaliação com teste de Kruskal-Wallis

Teste de Kruskal - Wallis	
Valor (H) de Kruskal - Wallis calculado	1,1400
Valor de X^2 para os 2 graus de liberdade	1,14
Probabilidade de Ho para esse valor	56,55%
Não significativo ($\alpha > 0,05$)	

Tabela 5.8 - Comparação entre as médias dos postos das amostras

Amostras comparadas	Diferença entre as médias	Valores críticos (α)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
FZ x CRD*	3,7500	7,5030	10,2120	13,7759	ns
FZ x CRC*	2,2500	7,5030	10,2120	13,7759	ns
CRC x CRD*	1,5000	7,5030	10,2120	13,7759	ns

*Onde:

FZ= fosfato de zinco

CRD= cimento resinoso descolado

CRC cimento resinoso colado

5.2.3 Análise da carga máxima de ruptura com valores “outlier” tratados

Nesta análise dos resultados, os valores muito extremos foram substituídos da seguinte maneira:

- Grupos FZ e CRD - o resultado mais discrepante foi substituído pelo valor da média dos outros sete corpos de prova.
- Grupo CRC - Dos dois valores mais altos foi subtraído o valor do desvio padrão do grupo e, o menor valor foi acrescido com o valor do desvio padrão.

Os valores substituídos estão em destaque na Tabela 5.9.

Tabela 5.9 - Valores médios, DP e cv das raízes artificiais restauradas com pinos metálicos e diferentes técnicas de cimentação. Valores modificados

Raiz artificial	Fosfato de zinco (N)	Cimento resinoso – Descolado (N)	Cimento resinoso – Colado (N)
1	3.613	5.933 / 3.381	6.295 / 4.689
2	1.946 / 3.156	2.741	5.506 / 3.900
3	2.858	4.006	2.927
4	2.368	2.765	3.010
5	2.902	3.584	2.417
6	3.854	2.843	2.613
7	2.246	4.172	4.035
8	4.251	3.559	1.647 / 3.253
Média (N)	3.156	3.381	3.356
DP	706,8	556,5	782,1
cv (%)	22,3	16,4	23,3

Tabela 5.10 - Análise de variância com valores de carga máxima de ruptura modificados

Análise de Variância: Valores modificados					
Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G.L.	Quadrados Médios	(F)	Prob.(Ho)
Entre colunas	2.156.864,0	2	1.078.432,0	0,74	50,581%
Resíduo	30.701.600,0	21	1.461.981,0		
Variação total	32.858.464,0	23			

Os valores das médias são mais próximos entre si, contudo a ordem crescente de resistência dos grupos não foi alterada, nem a falta de significância. Os valores de DP são menores e menos discrepantes entre si. O mesmo pode ser observado para o cv. Com esses resultados todos os grupos tiveram valor de cv próximo do valor do cv das raízes artificiais sem restauração. Os testes de homogeneidade e homocedasticidade foram aplicados novamente e a amostra continua homocedástica e não normal. Desta maneira foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis para avaliação dos resultados (Tabela 5.11).

Tabela 5.11 - Teste de Kruskal-Wallis com resultados sem outlier

Teste de Kruskal - Wallis	
Valor (H) de Kruskal - Wallis calculado	0,3750
Valor de X^2 para os 2 graus de liberdade	0,38
Probabilidade de H_0 para esse valor	82,90%
Não significativo ($\alpha > 0,05$)	

Com a modificação de alguns valores ainda não há diferença estatística entre os grupos.

Tabela 5.12 - Comparação entre os grupos com valores modificados (sem outlier)

Amostras comparadas	Diferença entre as médias	Valores críticos (α)			Significância
		0,05	0,01	0,001	
FZ x CRD*	1,8750	7,6331	10,3891	14,0149	ns
FZ x CRC*	1,8750	7,6331	10,3891	14,0149	ns
CRC x CRD*	0,0000	7,6331	10,3891	14,0149	ns

*Onde:

FZ= fosfato de zinco

CRD= cimento resinoso descolado

CRC cimento resinoso colado

5.2.4 Traço de fratura

Quanto ao traço de fratura, mesmo apresentando diferentes modos de fratura todas as raízes sofreram fraturas irreparáveis. Os traços encontrados neste estudo são: fratura radicular vertical, fraturas oblíquas e deslocamento vestibulo - palatino das coroas além da fratura.

Figura 5.4 - A) Fratura radicular longitudinal. B) Fratura oblíqua. C) Fratura e descolamento da coroa

As fraturas podem ser visualizadas também através de radiografias periapicais.

Figura 5.5 - Radiografia periapical mostrando fratura longitudinal

6 DISCUSSÃO

A grande disponibilidade de compósitos cria, como consequência, um grande número de pesquisas para auxiliar na escolha do melhor material para cada situação em que é solicitado (50, 73-76). Entre os assuntos estudados a respeito destes materiais, está a avaliação e definição das propriedades mecânicas. Para a escolha do material substituto da dentina, o compósito foi escolhido, porque ele é produzido, de forma que suas propriedades mecânicas fiquem cada vez mais semelhantes as propriedades da dentina

No que se refere às propriedades mecânicas, os testes mais comuns feitos com os compósitos são os de: resistência à compressão; resistência à tração diametral; resistência flexural; estabelecer o módulo de elasticidade entre outros. Quando se pensa nas propriedades mecânicas da resina composta, pode parecer lógico, que uma determinada marca comercial apresente resultados de resistência com menor variabilidade que a dentina. Entretanto, não devemos esquecer que mesmo se tratando de um material mais homogêneo, ainda existe uma variabilidade inerente a amostra construída com esse material que pode não ser tão pequena. Para ilustrar este pensamento, podemos citar que o cv num teste de resistência à tração foi de 6,6% (74) a 10% (75) para a mesma resina (TPH Spectrum - utilizada neste trabalho). Para a dentina os valores de cv nos testes de tração foram de 23,6% (47) a 26,5% (48). Sendo assim, mesmo que uma variabilidade dos corpos de prova feitos com compósito, ela ainda é menor que a variabilidade da dentina.

Como demonstrado na Tabela 2.2 na página 43, os testes realizados com compósitos mostram valores de propriedades mecânicas diferentes para estudos diferentes ou dentro do mesmo estudo.

Os fatores que podem explicar a diferença entre os diferentes resultados obtidos para o mesmo material são o tipo de teste realizado e a metodologia de cada estudo. O preparo dos espécimes testados também pode influenciar nos resultados: o armazenamento, a fotoativação, o formato e as dimensões do espécime. Com todos esses fatores mencionados acima, é possível afirmar que existe uma variação dos corpos de prova inerente a qualquer estudo, que pode ou não, influenciar nos

resultados obtidos. No presente estudo mesmo com a padronização dos corpos de prova, as raízes artificiais de compósito, apresentaram variação dos resultados individuais em torno da média do grupo. Contudo essa variação foi menor no grupo das réplicas do que no grupo de raízes naturais humanas quando aplicamos um teste mecânico de resistência mais simplificado (avanço do penetrador cônico no canal radicular), cujo resultado deve depender de um menor número de fatores do que o resultado de testes mais complexos como o da resistência de raízes restauradas.

6.1 Raízes não Restauradas

A hipótese de que o coeficiente de variação das raízes artificiais é menor do que o coeficiente das raízes naturais foi confirmada. Quando comparados os valores de coeficiente de variação, é possível ver uma queda no valor no grupo das raízes artificiais. Apesar de não haver teste para comparar estatisticamente coeficientes de variação, e de que a variabilidade (aferida pela homocedasticidade de variâncias) não impediu a análise de variância em conjunto, uma das grandes consequências do coeficiente de variação é o que determina o tamanho recomendado da amostra. A variação de coeficientes levaria claramente a uma redução do “n” necessário para poder tirar conclusões. O coeficiente de variação com menor valor indica que a variabilidade da amostra em torno da média é menor e, por isso, requer um menor número de repetições $= \left(1,96 * cv / Er\right)^2$, para avaliar determinado parâmetro. Neste estudo, de acordo com a Tabela 5.1 na página 69, o cv das raízes artificiais é menor, o que indica que número de espécimes da amostra pode ser menor. Admitindo-se $Er=15\%$, é possível dizer que com os valores de cv encontrados, o número de repetições das raízes naturais teria que ser cerca de 3 vezes maior que o número de repetições das raízes artificiais para avaliarmos o mesmo fator nos dois grupos distintos.

Mesmo com a redução do cv no teste da primeira etapa, a variação dos valores de resistência obtidos com amostra das réplicas restauradas, na segunda etapa, foi alta. O cv das raízes restauradas do grupo CRC foi maior que o das raízes

sem restauração, o que pode ser um indicativo de que o processo de restauração é quem introduz mais elementos de variabilidade no processo. Outro indicativo que este aumento pode estar associado ao processo de restauração, é o fato de que este é o grupo dos pinos colados com o uso de sistema adesivo e cimento resinoso dual, que se trata da técnica mais sensível a erros. Para os outros dois grupos os valores de cv ficaram próximos ao valor encontrado para as raízes sem restauração, o que pode ser indicativo de que, nestes grupos, o processo de restauração não seria gerador de mecanismos de variabilidade na resistência, mas sim que a variação se explicaria principalmente pela variabilidade inerente à resistência do material. É importante ressaltar que, mesmo existindo uma variação inerente da amostra de raízes artificiais, esta ainda é menor que a variação inerente ao grupo de raízes naturais, uma vez que o cv desse grupo é maior.

A hipótese de que a resistência à fratura de raízes artificiais guarda semelhança com a resistência dos dentes naturais no que se refere à ordem de grandeza, não foi confirmada. A média de resistência à fratura das raízes artificiais foi cerca de 30% maior que a média de resistência à fratura das raízes naturais. Essa diferença pode estar associada ao fato de que, o material compósito apresenta propriedades mecânicas como resistência à compressão e Dureza Knoop maiores que da dentina (69, 77, 78). Além disso, nos dentes naturais a dentina apresenta um histórico de esforços mecânicos prévios desconhecidos, mas capazes de gerar fadiga e, com isso, de reduzir a sua resistência, o que não ocorre com as raízes artificiais. A maior homogeneidade e grau de cura do compósito após o tratamento térmico realizado também pode contribuir para a maior resistência das réplicas. Isto pode dificultar o uso destes modelos de teste com raízes artificiais, especialmente quando se pretender testar as raízes artificiais com outros materiais de resistência próxima à do dente, pois eles poderão romper antes que a raiz artificial, enquanto num teste com raiz natural romperiam simultaneamente à raiz.

Com as raízes artificiais o desvio padrão foi menor (redução de 12%) do que o encontrado para as raízes naturais. Isso demonstra que, com as raízes artificiais, há uma maior probabilidade de avaliar a influencia dos fatores que aumentam o risco de fraturas sem interferência das diferenças anatômicas nos resultados encontrados.

Mesmo com essa diferença entre as médias encontradas, o traço da fratura dos dois grupos foi semelhante. Isto significa que a concentração de tensões no teste padronizado seria semelhante para raízes naturais e artificiais, pois o traço da

fratura percorreu regiões semelhantes, e que os dois materiais seguiram critérios de propagação de trinca semelhantes (Figura 5.1 na página 73). As fraturas de raízes observadas neste estudo estão de acordo com a definição de fratura radicular descrita na Literatura: fratura radicular vertical (FVR) é aquela que ocorre longitudinalmente à parede interna da raiz e se estende por toda superfície (26). Como visto na Figura 5.1 na página 73, a ponta metálica utilizada no presente trabalho, representou a intrusão de um pino no interior do canal radicular, pois o traço de fratura é semelhante ao descrito em outros estudos de fratura de raízes restauradas com pinos (11, 27, 82).

Nos dois grupos testados, todos os espécimes sofreram fratura radicular vertical no sentido vestibulo-palatino, o que está de acordo com outros trabalhos da Literatura (11, 27, 82). No que se refere à comparação entre as raízes artificiais e naturais, o traço de fratura é igual para os dois grupos. Essa constatação permite dizer que numa análise macroscópica é possível utilizar raízes artificiais para um melhor entendimento de como ocorrem as fraturas, mesmo que de forma simplificada.

A análise dos gráficos de carga versus deslocamento da ponta metálica demonstra que a hipótese de semelhança entre o formato da curva das raízes naturais e artificiais foi confirmada em parte, pois a forma é semelhante mas a inclinação não. As raízes artificiais demonstram uma curva mais regular até o momento da fratura. Nos gráficos relacionados às raízes naturais as curvas são mais irregulares, demonstrando que há uma diferença no modo como ocorre o avanço da ponta. Os vales de queda de carga observados nos gráficos das raízes naturais (Gráfico 5.1 na página 71) parecem compatíveis com um escorregamento súbito da ponta em relação à parede da dentina. Poderia ser explicado este escorregamento considerando que a dentina vai sendo deformada permanentemente (amassada) na região de contato com o pino e, à medida que o avanço ocorre, seria formado um degrau que aumentaria a resistência à penetração. No momento em que o degrau fosse vencido, ocorreria uma queda na força acusada pela célula de carga. O amassamento das paredes internas do canal radicular poderia ainda explicar o fato de que as curvas sejam menos inclinadas na dentina que no compósito. Ou seja: o mesmo deslocamento da ponta metálica nas raízes naturais teria como consequência um menor aumento de carga que nas raízes artificiais por causa de um maior amassamento da parede em contato com o pino. Isto é compatível com o

fato de que a dentina apresente dureza menor que o compósito (dentina = 47,7 (83), compósito = 60,7 (78). A menor dureza (resistência à deformação plástica) ainda pôde fazer com que o ápice da raiz natural se deforme mais que o da réplica, contribuindo para o maior deslocamento para uma mesma carga. Ou seja: não temos certeza de que a maior inclinação da curva seja devida apenas a uma maior rigidez do espécime testado ou do material de que eram constituídos os espécimes. Nas raízes artificiais nenhum espécime apresentou vale de queda de resistência antes da fratura final nas curvas de carga versus deslocamento da ponta metálica.

6.2 Raízes Restauradas

6.2.1 Valores de carga máxima de ruptura e traço de fratura

No que se refere à maior resistência à ruptura de raízes restauradas com pinos aderidos, a hipótese não foi confirmada. Em nosso estudo, as raízes artificiais restauradas com pinos e coroas apresentaram resistência à fratura maior que os valores encontrados na Literatura para as raízes naturais de pré-molares (42, 80, 81). Esta diferença era esperada, uma vez que os trabalhos citados fizeram os teste com a aplicação da carga com maior angulação, entre 30° e 45°. Neste trabalho a carga foi aplicada com inclinação de 20°. Além da diferença no ângulo de aplicação da força, outro motivo que poderia resultar no aumento da resistência das raízes artificiais restauradas, é que estas raízes são mais resistentes à fratura.

Como visto no item 4.8.3 na página 66, a força foi aplicada na cúspide vestibular, pois para fixar o valor de 20° na inclinação não foi levado em consideração em que cúspide incidiria a força. Contudo, este fato não deve ter influenciado muito nos resultados, uma vez que havia uma simetria evidente entre a região vestibular e palatina.

No que se refere a inclinação a ser usada, depois da revisão da Literatura, surgiram algumas dúvidas sobre qual seria a melhor inclinação. Os artigos publicados com testes de resistência, em sua maioria, utilizam ângulos de 30° a 45°. Entretanto, a inclinação do pré molar na base óssea é de 10°. Nos primeiros testes

realizados durante o este estudo, a força aplicada tinha 10° de inclinação, mas nestes casos os espécimes ficaram tão resistentes que a fratura ocorria na base de resina e tubo de PVC, ou o esmagamento do ápice da raiz dentro da base. Por isso, é possível pensar que os valores de inclinação são aumentados com o intuito de obter a fratura dos espécimes com mais facilidade.

Quanto ao traço de fratura, existe semelhança ao que acontece em dentes naturais que fraturam na boca, tal como são descritos na literatura: fraturas verticais e oblíquas.

Esse era um resultado esperado, uma vez que nos testes de resistência à fratura de raízes naturais e artificiais feito neste trabalho, as raízes artificiais apresentaram carga máxima de ruptura cerca de 30% maior que as raízes naturais. Contudo, o modo de fratura é muito semelhante ao encontrado em dentes naturais. Desta maneira, a utilização de raízes artificiais pode auxiliar os estudos de fratura de dentes restaurados com pinos. Os traços de fratura observados são compatíveis com a descrição de FRV. Por isso é possível afirmar que a raiz artificial teve comportamento muito semelhante ao da raiz natural, mesmo se tratando de um modelo simplificado.

A simplificação do método às vezes se torna necessário para o entendimento de modelos mais complexos, como é o caso dos dentes naturais. Como visto no item 2.2.2 na página 38, a resistência à fratura dos dentes naturais depende de muitas variáveis. Diferente do que ocorre com a resina, o material é mais homogêneo e sua resistência à fratura sofre interferência de um número menor de variáveis.

Esperava-se que os grupos com pinos aderidos apresentariam maior resistência a fratura que o grupo com pinos descolados (11). No entanto, após a realização de análises estatísticas não houve diferença significativa para os diferentes grupos. Mesmo com uma amostra padronizada e menor coeficiente de variação das raízes artificiais, os DP dos grupos A, B e C ainda foram altos (Tabela 5.5 na página 75). Depois de avaliar os resultados, restou ainda, a dúvida se de fato a simulação da diferença entre pinos colados e descolados foi alcançada. Mesmo tendo realizado a ciclagem mecânica não é possível afirmar que houve a descolagem do pino, pois os pinos não soltavam espontaneamente em nenhum dos grupos. Para ter certeza da descolagem, talvez ela precise ser simulada com um

cimento que não tome presa, ou por um deslocamento da posição inicial do pino por forças de tração.

6.2.2 Variabilidade

Quanto ao coeficiente de variação, os grupos FZ e CRD apresentaram o coeficiente (27,5% e 28,6% respectivamente) próximo ao valor encontrado durante os testes das raízes artificiais (21%), isso indica que a variabilidade desses grupos pode ser a variabilidade inerente ao material utilizado. Já o Grupo CRC apresentou um coeficiente de variação maior (45,2%) que o coeficiente dos dentes naturais sem restauração (36,3%). Esse valor indica que a variabilidade desse grupo pode estar associada a outros fatores que não apenas o material utilizado. Neste caso, fatores associados à confecção dos corpos de prova, como fatores relacionados à técnica de cimentação, podem ter aumentado a variabilidade da amostra. O grupo CRC é o grupo dos pinos cimentados com o uso do sistema adesivo, essa técnica é a mais susceptível a falhas de adesão, mas também seria o único grupo em que seria possível obter uma adesão tão boa que constituísse um reforço para a raiz. E as falhas na adesão acarretariam em aumento da variabilidade.

Além disso, os pinos cimentados eram metálicos e a qualidade da adesão não é igual nas duas interfaces: cimento/pino e cimento/parede da raiz, que neste caso era de resina composta. A interface cimento/parede da raiz apresenta, teoricamente, melhor adesão que a da interface cimento/pino, pois pode ter ocorrido uma adesão química e não apenas mecânica entre o cimento e raiz artificial.

Nos grupos FZ e CRD existe uma maior possibilidade de ter ocorrido apenas uma adesão exclusivamente dependente do travamento mecânico nas interfaces pino/cimento e pino/raiz, pois o fosfato de zinco não apresenta interação química com a resina composta (material da raiz artificial) nem com o NiCr (material do pino). A adesão se dá apenas por meio de retenção mecânica através das irregularidades da superfície resinosa e da fundição (84). Talvez a retenção mecânica seja mais estável perante o mecanismo de degradação usado neste estudo (ciclagem mecânica em meio úmido).

Mesmo com a modificação de alguns valores que pareciam injustificadamente discrepantes, a análise estatística mostrou que não há diferença para a resistência das raízes restauradas com diferentes formas de cimentação dos pinos intrarradiculares.

Em consequência da modificação, os valores de cv ficaram mais próximos do cv da raiz artificial sem restauração, e os valores de DP também estão menores.

6.3 Sugestão para Estudos Futuros Raízes Restauradas

6.3.1 Modo diferente de Simular Descolamento

Com o intenção de melhorar a simulação de pinos colados e descolados, pode-se pensar em utilizar um cimento que não tome presa, pois assim existiria a certeza de que não há travamento nenhum do pino a raiz. Outra maneira, é fazer a cimentação do pino, seguindo todos os passos descritos pelo fabricante e em seguida submeter o conjunto pino raiz a teste de tração, até que esse pino se desloque da sua posição de colado. A tentativa de conseguir descolar o pino tem a intenção de simular melhor o que acontece clinicamente, pois quando um pino se solta, é mais provável ,que ele saia totalmente da raiz.

6.3.2 Comparar com Raízes Naturais Restauradas

Por haver diferenças na inclinação da força aplicada não foi possível comparar os resultados de resistência das raízes restauradas com os dados da Literatura. Outra sugestão é que, se façam grupos com os mesmos parâmetros adotados para as raízes artificiais, mas utilizando raízes naturais. Assim será possível avaliar melhor o comportamento mecânico dos tipos de raízes.

7 CONCLUSÕES

Pode-se concluir diante do estudo realizado que:

- a) a resistência à fratura de raízes artificiais foi significativamente maior que a dos dentes naturais (ao redor de 30% de diferença entre as médias).
- b) O traço de fratura das raízes artificiais é semelhante ao encontrado nas raízes naturais.
- c) O coeficiente de variação é menor para as raízes artificiais, o que indica que a variabilidade entre as raízes artificiais é menor, e como consequência o número de repetições (n) pode ser reduzido.

Mesmo diminuindo o coeficiente de variação da amostra estudada, ainda existem outros fatores associados ao processo de restauração que podem ser bastante influentes na variabilidade do grupo te, isso porque, há diferença estatística entre a resistência à fratura das raízes naturais e artificiais, mas não entre os grupos de raízes artificiais restauradas com diferentes tipos de adesão.

REFERÊNCIAS⁵

- 1 Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent. 1984 Jul;52(1):28-35.
- 2 Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1990 May;63(5):529-36.
- 3 Rosentritt M, Sikora M, Behr M, Handel G. In vitro fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth-coloured post systems. J Oral Rehabil. 2004 Jul;31(7):675-81.
- 4 Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. J Prosthet Dent. 2006 Jan;95(1):50-4.
- 5 Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. J Prosthet Dent. 2005 Apr;93(4):331-6.
- 6 Sendhilnathan D, Nayar S. The effect of post-core and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. Indian J Dent Res. 2008 Jan-Mar;19(1):17-21.
- 7 Albuquerque RC. Estudo da resistência à fratura de dentes reconstituídos com núcleos de preenchimento. (dissertação) Belo Horizonte: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Odontologia, 1995.
- 8 Meira JB, Quitero MF, Braga RR, Placido E, Rodrigues FP, Lima RG, et al. The suitability of different FEA models for studying root fractures caused by wedge effect. J Biomed Mater Res. A 2008 Feb;84(2):442-6.
- 9 Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999 May;27(4):275-8.

⁵ De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

- 10 Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):321-9.
- 11 Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Esposito CO, Ballester RY, Braga RR, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod*. 2009 Jan;35(1):117-20.
- 12 Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002 Jul;23(13):2667-82.
- 13 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. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):155-62.
- 14 Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar;87(3):256-63.
- 15 Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent*. 2006 Jan-Feb;31(1):47-54.
- 16 Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol*. 2004 Apr;20(2):90-100.
- 17 Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972 Oct;34(4):661-70.
- 18 Kahler B, Swain MV, Moule A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *J Biomech*. 2003 Feb;36(2):229-37.
- 19 Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent*. 1992 Sep;68(3):428-35.
- 20 Lauer H.-CH OP, P Weigel P. Mechanical load - bearing capacity of various post-and-core systems. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1994;49:985-9.

- 21 Moreira L, Genari B, Stello R, Collares FM, Samuel SMW. Banco de Dentes Humanos para o Ensino e Pesquisa em Odontologia Rev Fac Odontol. Porto Alegre 2009;50(1):34 - 7.

- 22 Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. J Biomech. 1993 Sep;26(9):1055-65.

- 23 Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. J Endod. 2006 Dec;32(12):1160-3.

- 24 Al-Wahadni AM, Hamdan S, Al-Omiri M, Hammad MM, Hatamleh MM. Fracture resistance of teeth restored with different post systems: in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008 Aug;106(2):e77-83.

- 25 Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. Int Endod J. 2008 Jun;41(6):493-501.

- 26 Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: a survey of 315 cases in Chinese patients. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999 Apr;87(4):504-7.

- 27 Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. J Am Dent Assoc. 2003 Apr;134(4):434-41.

- 28 Santos AFV, Tanaka CB, Lima RG, Esposito COM, Ballester RY, Braga RR, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. J Endod. 2009 Jan; 35(1):117-20 DOI: 10.1016/j.joen.2008.09.021

- 29 Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. Int Endod J. 1999 Aug;32(4):283-6.

- 30 Albuquerque R de C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003 Sep;30(9):936-43.

- 31 Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1994 Jun;71(6):565-7.

- 32 Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. *Int Dent J*. 2007 Jun;57(3):153-60.
33. Coelho Santos G, Jr., El-Mowafy O, Hernique Rubo J. Diametral tensile strength of a resin composite core with nonmetallic prefabricated posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):335-41.
- 34 Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod*. 1998 Feb;24(2):107-11.
- 35 Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater. Appl* 2004 Jan;18(3):163-77.
- 36 Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1994 Oct;72(4):367-72.
- 37 Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*. 2005 Aug;21(8):709-15.
- 38 Meira JB, Esposito CO, Quitero MF, Poiate IA, Pfeifer CS, Tanaka CB, et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dent Traumatol*. 2009 Aug;25(4):394-8.
- 39 Ukon S, Moroi H, Okimoto K, Fujita M, Ishikawa M, Terada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater J*. 2000 Mar;19(1):50-64.
- 40 Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect. *Dent Update*. 2008 May;35(4):222-4, 7-8.
- 41 Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent*. 1989 Jun;61(6):676-8.
- 42 Aykent F, Kalkan M, Yucel MT, Ozyesil AG. Effect of dentin bonding and ferrule preparation on the fracture strength of crowned teeth restored with dowels and amalgam cores. *J Prosthet Dent*. 2006 Apr;95(4):297-301.

- 43 al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J*. 2001 Jan;34(1):40-6.
- 44 Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Bio. Med* 2003;14(1):13-29.
- 45 Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J Dent*. 2011 Aug;39(8):527-35.
- 46 Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*. 2002 Dec;18(8):596-602.
- 47 Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater*. 2004 May;20(4):322-9.
- 48 Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*. 1994 Jun;73(6):1205-11.
- 49 Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont*. 2004 May-Jun;17(3):307-12.
- 50 Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):932-9.
- 51 Meira J, Quitero M, Braga R, Placido E, Rodrigues F, Lima R, et al. The suitability of different FEA models for studying root fractures caused by wedge effect. *J Biom Mater Res*. 2006.
- 52 Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent*. 1998 Aug;80(2):151-7.
- 53 Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004. Jan;20(1):29-36.
- 54 Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):163-9.

- 55 Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):431-7.
- 56 Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002 Oct;88(4):442-8.
- 57 Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil*. 2003 May;30(5):470-6.
- 58 Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont*. 1996 Mar-Apr;9(2):131-6.
- 59 Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*. 2000 May;13(Spec No):15B-8B.
- 60 Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006 Mar;25(1):145-50.
- 61 Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*. 2006 Sep;33(9):690-7.
- 62 Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig*. 2005 Jun;9(2):84-90.
- 63 Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J*. 2006 Jun;39(6):443-52.
- 64 Moosavi H, Maleknejad F, Kimyai S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(1):30-7.
- 65 Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int*. 2004 Sep;35(8):612-6.
- 66 Liang BM, Chen YM, Wu X, Yip KH, Smales RJ. Fracture resistance of roots with thin walls restored using an intermediate resin composite layer placed between

the dentine and a cast metal post. *Eur J Prosthodont Restor. Dent* 2007 Mar;15(1):19-22.

67 Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. *J Can Dent Assoc.* 2008 Jun;74(5):441.

68 Ottl P, Hahn L, Lauer H, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil.* 2002 Feb;29(2):175-83.

69 Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 11^o ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

70 Lehman ML. Tensile Strength of Human Dentin. *J Dent Res.* 1967;46:197-201.

71 Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res.* 1958 Aug;37(4):710-8.

72 Obici AC, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Góes MF, Consani S. Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(4):393-8.

73. Casselli DS, Worschech CC, Paulillo LA, Dias CT. Diametral tensile strength of composite resins submitted to different activation techniques. *Braz Oral Res.* 2006 Jul-Sep;20(3):214-8.

74 Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003 Oct;134(10):1382-90.

75. Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of pakable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc.* 2000 Nov;131(11):1610-5.

76 Monteiro GQ, Montesb MAJR. Evaluation of Linear polymerization shrinkage, flexural strength and modulus of elasticity of dental composites. *Materials Research.* 2010;13(1):51-5.

77 Miyazaki CL, . Caracterização térmica, grau de conversão, resistência à flexão e dureza de compósitos comerciais tratados termicamente (tese) São Paulo: Universidade de São Paulo; Faculdade de Odontologia, 2010.

- 78 Silva CM. Avaliação da efetividade da fotoativação de dois materiais resinosos com diferentes fontes de luz, por meio de microdureza Knoop, resistência à compressão, resistência flexural e caracterização dos materiais. (tese) Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2006.
- 79 Lemos EM. Endo-e. 2012 [cited 2012 20/03/2012]; Available from: <http://www.endo-e.com/>.
- 80 Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Ronnlof AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. *Eur J Oral Sci*. 2006 Jun;114(3):250-6.
- 81 Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*. 2005 Apr;38(4):230-7.
- 82 Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson J, Leinfelder KF, Trope M. Dentinal bonding reaches the root canal system. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(6):348-54; discussion 54.
- 83 Fonseca C, Milito G, Pereira F, GR S, Soares C, Soares P. Influência da desidratação na microdureza Knoop e módulo de elasticidade em dentina profunda e rasa de dentes humanos e bovinos. *Horizonte Científico [serial on the Internet]*. 2011; 5(2).
- 84 Ribeiro CMB, Lopes MWF, Farias ABL, Cabral BLAL, Guerra CMF. Prosthesis cementation: conventional and adhesive procedures. *Int J Dent*. 2007;6(2):58-62.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR – 247864
Protocolo 16/2009

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Viabilidade da substituição de raízes de dentes humanos por raízes construídas em compósito para estudos de mecânica da fratura**", de responsabilidade da Pesquisadora Camila Oliveira Moraes Espósito, sob orientação do Prof. Dr Rafael Yagüe Ballester.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 13 de abril de 2009.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

ANEXO B - Valores das medidas dos dentes naturais: tabela completa. Em azul o dente escolhido para a confecção do molde

<i>Dentes</i>	<i>DVPE</i>	<i>DMDE</i>	<i>DVPI</i>	<i>DMDI</i>	<i>Comp.Cerv.</i>
1	8,32	4,96	2,78	0,54	15,14
2	8,3	5,74	3,73	0,5	15,45
3	9,09	5,47	1,98	0,86	16,5
4	9,01	5,7	2,9	0,97	14,58
5	8,1	5,45	2,68	0,57	14,22
6	8,57	4,78	2,97	0,4	16,5
7	8,3	5,06	2,71	0,45	17,14
8	7,93	5,65	1,01	0,46	19,56
9	8,3	5,74	2,72	1,08	15,37
10	8,2	5,06	3,03	0,92	14,31
11	8,21	5,48	1,77	0,61	15,13
12	9,1	5,8	3,4	0,5	16,8
13	7,98	4,85	2,58	0,71	13,92
14	8,44	4,79	3,28	0,38	14,82
15	8,63	4,81	2,98	0,53	16,51
16	9,07	5,86	1,71	0,64	13,77
17	9,02	5,21	2,97	0,55	14,89
18	8,77	5,34	2,74	0,31	13,07
19	8,65	5,49	3,58	0,87	14,23
20	8,11	6,07	3,26	1,1	16,17
21	9,2	5,04	3,65	0,59	16,77
22	8,26	5,44	2,57	0,57	15,14
23	8,82	5,6	2,35	0,64	16,11
24	9,2	5,02	3,36	0,66	16,4
25	7,68	4,8	2,74	0,38	13,76
26	9,39	5,44	3,73	0,35	16,34
27	7,24	4,74	2,15	0,63	17,71
28	8,46	5,25	1,62	0,43	15,54
29	8,18	5,1	3,02	0,3	14,44
30	8,6	5,4	3,8	0,74	13,64
31	9,1	6,31	3,09	0,6	14,32
32	8,93	5,25	3,72	0,69	14,85
33	8,03	4,43	3,8	1	14,42
34	8,41	5,06	3,77	0,48	12,96
35	7,58	4,34	2,72	0,52	13,7
36	7,96	4,73	3,15	0,76	14,63
37	8,45	5,2	2,49	0,3	17,15
38	8,19	5,08	3,02	0,25	14,37
39	9,07	5,77	3,17	0,56	15,15
40	8,14	4,84	3,1	0,76	14,19
41	8,37	5,09	3,82	0,62	14,2
42	9,31	5,34	3,74	0,65	16,83
43	6,72	4,32	2,08	0,78	13,86
44	8,79	4,9	3,6	0,48	15,62
45	8,63	4,86	3,87	0,38	14,84
46	8,52	4,72	3,65	0,76	15,31
47	7,82	4,58	2,89	0,8	12,18
48	8,43	4,69	2,45	0,42	13,77
49	7,28	5,09	2,93	0,49	14,3
50	8,35	4,91	3,4	0,43	14,51
média	8,42	5,17	2,96	0,60	15,1
DP	0,56	0,44	0,66	0,21	1,38
cv	0,07	0,09	0,22	0,34	0,09

ANEXO C - Gráficos com as curvas tensão x avanço da ponta metálica de todas as raízes testadas.