ANDREA FAGUNDES VAZ DOS SANTOS

**RISCO DE FRATURA RADICULAR EM PRÉ-MOLAR
SUPERIOR RESTAURADO COM PINO INTRA-RADICULAR:
ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS**

São Paulo

2008

Andrea Fagundes Vaz dos Santos

**Risco de fratura radicular em pré-molar superior
restaurado com pino intra-radicular: análise por elementos
finitos**

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

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientadora: Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira

São Paulo

2008

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

Santos, Andrea Fagundes Vaz dos

Risco de fratura radicular em pré-molar superior restaurado com pino intra-radicular: análise por elementos finitos / Andrea Fagundes Vaz dos Santos; orientador Josete Barbosa Cruz Meira. -- São Paulo, 2008.

62p.: tab., fig.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Pré-molar superior restaurado – Risco de Fratura 2. Materiais Dentários

CDD 617.695
BLACK D15

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 E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Santos AFV. Risco de fratura radicular em pré-molar superior restaurado com pino intra-radicular: análise por elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, ____/____/2008

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Agradeço acima de tudo a **Deus** por mais um sonho realizado na minha vida, toda força e vontade de aprender nessa longa jornada de quase dois anos.

Obrigada a minha **querida família** que sempre apoiou todas as minhas decisões. Ao meu querido marido **Starlynn** pela compreensão, paciência e amor que foram essenciais para que eu seguisse forte em busca do meu sonho. Quero que saiba que você com sua calma e inteligência é um grande exemplo para mim. A minha querida filha **Marina** que apesar de ainda ser criança compreendeu com grande sabedoria minha ausência, minha filha te amo demais.

Agradeço aos meus pais **Eudes e Edna** pelos ensinamentos de moral, honestidade e amor que passaram para mim e que sempre seguirão comigo. Saibam que a pessoa que sou hoje é fruto dos ensinamentos de um grande homem e uma grande mulher. Aos meus sogros **Altamiro e Dina** que foram fundamentais para essa conquista. Obrigada por acreditarem que tudo valia à pena, vocês são meus “segundos pais”. **Tia Dijuses**, uma pessoa muito especial e que esteve comigo desde o começo de tudo, a senhora sempre terá lugar no meu coração e na minha vida.

Agradeço aos meus amigos **Liana e Edilson** pelo carinho que sempre demonstraram por mim.

As minhas **irmãs e cunhados(as)** que apesar da distância sempre me apoiaram com um gesto carinhoso ou uma palavra amiga, obrigada a todos.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora **Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira**, seus ensinamentos foram fundamentais para minha formação. Aprendi muito. Agradeço por ter me recebido de braços abertos para realização de meu mestrado e de ter me apoiado nos momentos mais difíceis. Quero que saiba que você foi importantíssima nessa conquista. Muito obrigada!

A **Profa. Dra. Rosa Helena Miranda Grande**, obrigada pela paciência e atenção com que sempre respondeu as minhas dúvidas, e pelo grande apoio que foi fundamento para a conclusão do meu mestrado.

A todos os professores do Departamento, por se preocuparem com nossa formação, transmitindo seus conhecimentos e experiências, especialmente o **Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester**, que sempre esteve presente para atender todas as dúvidas e ajudar com suas boas idéias.

Aos **Professores que foram convidados para compor a banca** que, tão breve e gentilmente, concordaram em participar deste estudo.

A **Carina Tanaka** que foi muito importante na realização desse estudo, obrigada pela disponibilidade em sempre ajudar. A **Camila, a Thaty e a Flávia Flapiro** que ajudaram nas dúvidas mais absurdas do “Patran”. Obrigada pelo incentivo e por me ouvirem a qualquer momento.

Às secretárias do departamento de Materiais: **Rosinha**, sempre pronta para tentar resolver nossos problemas; **Mirtes**, pelo prazer de conviver nos momentos do “cafezinho”, e também por sempre tentar ajudar.

Aos **colegas de pós-graduação**, pela amizade e companheirismo.

Aos funcionários da **Biblioteca**, pelo carinho e amizade com que sempre me atenderam.

Ao **CNPq** pela bolsa de estudo concedida.

Santos AFV. Risco de fratura radicular em pré-molar superior restaurado com pino intra-radicular: análise por elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

A restauração de dentes com grande destruição tecidual e endodonticamente tratados ainda representa um desafio para o cirurgião-dentista. A falha mais crítica após este tipo de tratamento é a fratura radicular, com maior incidência no grupo dos pré-molares superiores. O achatamento mésio-distal dos canais destes dentes e o descolamento do pino oval têm sido apontados como os principais fatores predisponentes para este tipo de fratura. A hipótese deste trabalho é que a presença do pino aumenta o risco de fratura quando ocorre concomitantemente descolamento na interface pino/cimento. Este risco seria maior nos casos em que o pino acompanha o formato oval característico do canal do segundo pré-molar superior. O objetivo deste trabalho foi comparar, por análise de elementos finitos, as respostas de tensão máxima principal ($\sigma_{\max}$) em modelos que simularam pinos de seção transversal circular ou oval, aderidos ou descolados e em modelos de dentes hígidos com canal de seção transversal circular ou oval. Foi avaliado também o risco de descolamento da interface pino/cimento. Foram construídos dois modelos 3D de segundo pré-molar superior hígido, um com canal oval (H_o) e outro com canal circular (H_c). A partir dos modelos dos dentes hígidos foram construídos modelos com pino intra-radicular de fibra de vidro e com núcleo metálico fundido. Para os casos de canais ovais (C_o), os pinos poderiam apresentar seções transversais

circular (**P_c**) ou oval (**P_o**), enquanto para os canais circulares (**C_c**) foram simulados apenas pinos circulares. Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares e isotrópicos, com exceção do pino de fibra de vidro que foi considerado ortotrópico. Para cada modelo foi simulada uma condição de perfeita adesão (**A**) e outra de total descolamento (**D**) entre pino e cimento resinoso. Uma carga de 300 N foi aplicada a 45° na aresta central-interna da cúspide vestibular (carregamento cêntrico) ou desviada 1,4 mm para a mesial (carregamento excêntrico). Os diferentes modelos foram comparados quanto à distribuição da $\sigma_{\max}$ e magnitude, localização e orientação dos vetores dos picos de $\sigma_{\max}$ na dentina. Foi analisado também o risco de descolamento da interface pino/cimento, e os riscos de fratura do pino, núcleo e cimento. O pico de tração para os casos **D** foi de até 4,7 vezes maior que o encontrado nos dentes hígidos e nos casos **A**. Nos casos **D**, os pinos circulares chegam a apresentar tensão 1,7 vezes maior que os ovais. Ainda para os casos **D**, as raízes de seção transversal circular tiveram $\sigma_{\max}$ 1,3 vezes maior que as de seção transversal oval, mantendo o pino sempre circular. Já para os casos **A**, os valores foram muito semelhantes (embora, em geral, um pouco maiores) aos do dente hígido. O maior risco de descolamento foi detectado entre pino metálico fundido e cimento. O risco de fraturar a raiz foi maior em pinos descolados com pino metálico. Em raízes restauradas com pino de fibra, o maior risco de fratura ocorreu no núcleo e no pino, embora o valor do índice de risco de fratura seja muito mais alto que para os dentes restaurados com pino metálico.

Palavras-Chave: Análise por elementos finitos, Pinos intra-radicares, Fratura radicular vertical, Restauração de dentes endodonticamente tratados, Biomecânica

Santos AFV. Risk of root fracture in upper premolars restored with an intraradicular post: finite element analysis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

The restoration of teeth with a large tissue destruction and endodontic treatment still presents a challenge for clinicians. The most critical failure after this type of treatment is the root fracture, with more incidence for upper premolars. The mesial-distal flattening of the root canal of these teeth and the detachment of the oval post have been pointed out as main factors predisposed to this type of fracture. The hypothesis of this study is that the presence of posts increases the risk of failure when this happens concomitantly to its detachment at the post/cement interface. This risk would be greater for cases in which the post follows the typical oval shape of the upper second premolar root canal. The objective of this study was to compare, by finite element analysis, the reply of the maximum principal stress ($\sigma_{\max}$) for models which simulated posts with circular or oval cross-section, bonded or detached and for intact teeth models with circular or oval root canal. The risk of post/cement interface detachment was also evaluated. Two 3D models of an intact upper premolar, one with an oval canal (H_o) and other with a circular one (H_c) were obtained. From these models, other ones were obtained with glass fiber intra-radicular post and with cast core. For oval canals (C_o), posts could presented circular (P_c) or oval (P_o) cross-sections, while for circular ones (C_c), only circular posts were simulated. All materials were considered homogeneous, linear and isotropic, except the glass fiber post which was considered orthotropic. For each model, a perfect bonding condition was

simulated (**A**) and another with total detachment (**D**) between the post and the cement. A 300 N load was applied at 45° on the central-internal edge of the buccal cusp (centric loading) or diverted from 1,4 mm through the mesial (excentric loading). All different models were compared on stress distribution of $\sigma_{\max}$ and magnitude, and also $\sigma_{\max}$ peak vectors localization, and orientation at the dentin. The post/cement interface risk of detachment and the risk of fracture for posts, core and cement were analyzed. The tension peak for **D** cases was up to 4,7 times greater than that found for intact teeth and for **A** cases. For **D** cases, circular posts sometimes presented up to 1,7 times greater than oval ones. Further for **D** cases, roots with circular cross-sectional had the $\sigma_{\max}$ 1,3 times greater than those with oval cross-sectional, with the post always circular. For **A** cases, values were however much similar (even though, in general, they were a little greater) to intact ones. The major risk of detachment was detected between the metallic post and the cement. The risk of root fracture is greater for detached posts with metallic posts. For restored roots with fiber posts, the major risk of fracture occurs to the core and the post, even the risk of fracture index is much greater than for restored teeth with metallic post.

Keywords: Finite element analysis, Intra-radicular post, Vertical root fracture, Restoration of endodontically treated teeth, Biomechanics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Geometria do dente hígido. A: vista méso-distal; B: vista vestibulo-palatino; C: divisão do modelo em quatro partes (MV - méso-vestibular, DV - disto-vestibular, MP - méso-palatino e DP - disto-palatino)	28
Figura 4.2 – Geometria do dente com pino. A: vista méso-distal; B: vista vestibulo- palatino	29
Figura 4.3 – Esquema das diferentes configurações dos canais. A: canal e pino com formato oval; B: canal com formato oval e pino circular; C: canal e pino com formato circular.....	31
Figura 4.4 – Modelo em uma vista méso-distal com malha e fixação. A: carregamento oblíquo-excêntrico; B: Carregamento oblíquo-cêntrico.....	32
Figura 5.1 – Magnitude (MPa), localização e direção da σ_{max} na raiz dos modelos com canal circular (Cc) e oval (Co); pino oval (Po) e pino circular (Pc); aderido (A) e descolado (D); Referência: posição do modelo; V: face vestibular; P: face palatina, C: carregamento oblíquo-cêntrico e E: carregamento oblíquo-excêntrico. Todos os modelos com pino metálico	36
Figura 5.2 – Distribuição (MPa) da σ_{max} na face palatina da raiz dos modelos com canal circular (Cc) e oval (Co); pino metálico oval (Po) e metálico circular (Pc); aderido (A) e descolado (D); C:	

carregamento oblíquo-cêntrico e E: carregamento oblíquo- excêntrico	37
--	----

Figura 5.3 – A: modelo com canal oval e pino oval metálico (CoPo – M); B: modelo com canal oval e pino circular de fibra de vidro (CoPc – F); C: gráfico de $\sigma_{\max}$; D: gráfico de cisalhamento máximo; I, II, III: local na interface pino/cimento relacionado no gráfico	38
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1– Propriedades elásticas dos materiais utilizados nos modelos.....	30
Tabela 5.1 – Índice de risco de fratura (IRF) através da relação da tensão máxima principal ($\sigma_{\max}$ em MPa) com a resistência a tração (R_T em MPa) da raiz, núcleo, pino e cimento dos modelos com núcleo metálico fundido (M) ou com pino de fibra de vidro (F); aderido (A) ou descolado (D). Todos os modelos com carregamento cêntrico.	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ν	coeficiente de Poisson
$\sigma_{\max}$	tensão máxima principal
C_oP_o	modelo do canal de seção transversal oval e pino de seção transversal oval
C_oP_c	modelo do canal de seção transversal oval e pino de seção transversal circular
C_cP_c	modelo do canal de seção transversal circular e pino de seção transversal circular
A	aderido (casos com pino PERFEITAMENTE aderido)
AEF	análise por elementos finitos
C	carregamento oblíquo cêntrico
C_c	canal com seção transversal circular
C_o	canal com seção transversal oval
D	descolado (casos com pino TOTALMENTE descolado)
DP	disto-palatino
DV	disto-vestibular
E	carregamento oblíquo excêntrico
F	pino de fibra de vidro (sigla usada em figuras)
FRV	fratura radicular vertical (sigla usada no texto)
G	coeficiente de cisalhamento
GPa	GigaPascal
H_c	dente hígido com canal de seção transversal circular

H _o	dente hígido com canal de seção transversal oval
IRF	índice de resistência a fratura
JAC	junção amelo-cementária
M	pino metálico (sigla usada em figuras)
mm	milímetros
MP	mésio-palatino
MPa	MegaPascal
MV	mésio-vestibular
N	newton
NMF	núcleo metálico fundido (sigla usada no texto)
PFV	pino de fibra de vidro (sigla usada no texto)
RT	valores de resistência a fratura do material
tet4	elementos tetraédricos com 4 nós.

SUMÁRIO

	p.
1	INTRODUÇÃO 16
2	REVISÃO DA LITERATURA 19
2.1	Fratura radicular vertical em dentes tratados endodonticamente19
2.2	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro21
2.3	Risco de fratura radicular vertical.....22
2.4	Risco de descolamento do pino/coroa23
2.5	Padrão de fratura24
3	PROPOSIÇÃO 25
3.1	Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino.....25
3.2	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro25
3.2.1	Risco de descolamento do pino25
3.2.2.	Risco de fratura da raiz, núcleo, pino ou cimento26
4	MATERIAL E MÉTODOS 27
4.1	Construção dos modelos de elementos finitos27
4.2	Forma de análise dos resultados32
4.2.1.	Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino32
4.2.2	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro.....33
4.2.2.1	<i>Risco de descolamento do pino</i>33
4.2.2.2	<i>Risco de fratura em raiz, núcleo, pino ou cimento</i>33
5	RESULTADOS..... 34
5.1	Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino34
5.2	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro: risco de descolamento do pino.....35

5.3	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro: risco de fratura em raiz, núcleo, pino ou cimento.....	39
6	DISCUSSÃO	41
6.1	Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino	41
6.2	Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro	47
6.2.1	Risco de descolamento do pino	48
6.2.2	Risco de fratura da raiz, núcleo, pino ou cimento	50
7	CONCLUSÕES	53
	REFERÊNCIAS.....	55

1 INTRODUÇÃO

A restauração de dentes com grande destruição tecidual e endodonticamente tratados ainda representa um desafio para o cirurgião-dentista ¹. As principais falhas encontradas em dentes restaurados com pinos intra-radulares são: descolamento do pino ou fratura radicular. A fratura radicular pode apresentar diferentes padrões, sendo alguns não restauráveis. O risco de ter um padrão de fratura radicular não restaurável tende a ser maior quando a raiz é a parte mais vulnerável do conjunto. Essas fraturas se tornam especialmente críticas quando atingem o terço médio ou apical, já que, nestes casos, são comumente irreparáveis.

Os pré-molares superiores apresentam a maior incidência de fratura radicular vertical (FRV)²⁻⁴. O achatamento méso-distal dos canais destes dentes tem sido apontado como o principal fator predisponente para este tipo de fratura ^{3, 5-7}. Acredita-se que, nestes dentes, as paredes palatinas e vestibulares funcionem como sítios concentradores de tensão, devido ao pequeno raio de curvatura ⁷⁻⁹. Assim a fratura tende a ocorrer na direção vestíbulo-palatino, apesar da maior espessura de dentina nestas paredes ⁹⁻¹¹.

Os modelos teóricos ou experimentais utilizados para confirmar a hipótese de potenciais sítios de concentração de tensões em canais ovais utilizaram carga uniforme e perpendicular à superfície da parede interna da raiz ^{7-9, 12}. Este carregamento simula a condensação lateral da guta percha durante o processo de obturação do canal. Entretanto, análises quanto à prevalência de FRV sugerem que estas estão mais relacionadas com o planejamento das próteses do que com procedimentos endodônticos ^{1, 3}. Assim, aparece a necessidade de criar modelos que simulem as raízes ovais já reabilitadas proteticamente, uma vez que as cargas

às quais as raízes são submetidas com o dente em função são bem diferentes do carregamento uniforme, utilizado para representar a condensação lateral. A resposta de tensão destes casos de canais ovais poderia ser comparada com modelos de canais circulares submetidos ao mesmo tipo de carregamento. Os canais circulares serviriam como controle, uma vez que não apresenta pequeno raio de curvatura nas paredes vestibular e palatina.

A reabilitação protética de um dente com grande destruição coronária e endodonticamente tratado exige o uso de pino intra-radicular para a retenção da coroa. Alguns autores acreditam que, dependendo do formato e rigidez, o pino pode funcionar como cunha e favorecer a fratura radicular ^{13, 14}. Entretanto, é possível perceber nos resultados de muitos trabalhos que as tensões de tração em raízes restauradas com diferentes opções de pinos são da mesma ordem de grandeza das do dente hígido, quando é considerada adesão perfeita entre pino e raiz ^{15, 16}. Porém, a efetividade e a longevidade da união no terço apical ainda são questionáveis ^{7, 17}, apesar do grande desenvolvimento dos sistemas adesivos nas últimas décadas. Assim, estudar o problema de fraturas radiculares com modelos que simulam interfaces perfeitamente unidas pode levar a interpretações erradas.

A hipótese deste trabalho é que a presença de pinos aumenta o risco de FRV quando ocorre descolamento entre o pino e a raiz. O descolamento provavelmente é mais fácil de ocorrer nos casos com NMF, no qual a adesão é mais crítica. Além disso, este risco provavelmente será ainda maior nos casos em que o pino segue o formato oval característico do canal do segundo pré-molar superior, pois o pino tende a provocar um efeito parecido com o de uma chave de fenda girada no interior da raiz (efeito torque). Portanto, a chance de ocorrer fraturas irrestauráveis será maior nos casos com NMF.

O objetivo deste trabalho foi comparar as respostas de tensão e o risco de descolamento do pino de modelos que simularam pinos circulares ou ovais; aderidos ou descolados com modelos de dentes hígidos com canal circular ou oval. Assim, pretende-se obter maior entendimento no mecanismo de fratura radicular vertical em pré-molar superior.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Fratura radicular vertical em dentes tratados endodonticamente

A fratura radicular vertical (FRV) é considerada uma das falhas mais críticas em dentes tratados endodonticamente. Além do tratamento endodôntico, outro fator que contribui para aumentar o risco de fratura é o uso do pino intra-radicular. Este tipo de falha além de ser irreparável, apresenta dificuldade de diagnóstico que leva muitas vezes a tentativas frustradas de retratamentos endodônticos.

Os sintomas e sinais clínicos associados à FRV são geralmente inespecíficos¹⁸ e variam muito de acordo com o local da fratura, o grupo do dente afetado e as condições do ligamento e do osso alveolar¹⁹. O paciente normalmente relata gosto ruim na boca e dor leve ou moderada, especialmente quando aperta os dentes ou durante a mastigação¹⁹. A região apical do dente fraturado apresenta inchaço evidente à palpação e é comum a presença de fístulas e de bolsa periodontal. A bolsa periodontal associada à FRV é normalmente profunda e diferencia-se da encontrada em doenças periodontais por ser estreita e isolada⁵. A presença da bolsa aumenta a probabilidade de infecções na região. Outro sinal clínico comumente associado à FRV é a mobilidade diferenciada da coroa (ou do conjunto coroa e pino) e da raiz, sugerindo um deslocamento da peça protética³.

O diagnóstico radiográfico precoce da FRV se torna inviável quando o grau de separação dos fragmentos ainda é muito pequeno e o ângulo entre os raios-X e o plano da fratura não são favoráveis¹⁹. Quando este ângulo é favorável, percebe-se uma área radiolúcida entre o canal e o material obturador/pino, passando a

impressão de haver uma falha de preenchimento nessa região. Quando a separação entre os fragmentos é maior ocorre à proliferação de tecido granular que resulta no deslocamento do remanescente da raiz, nestes casos a separação dos segmentos torna-se evidente na radiografia. No diagnóstico mais tardio, a rarefação óssea se torna visível na radiografia. A perda óssea apresenta um padrão diferente daquele observado em lesões periapicais: em lesões periapicais a destruição da lâmina dura está concentrada no ápice do dente; enquanto na FRV ocorre uma destruição da lâmina dura ao longo de toda a raiz. Portanto, o mais freqüente de se encontrar na FRV é uma radiolucência ao redor de toda superfície do canal ^{3, 6}.

Os pré-molares superiores são os dentes que apresentam maior incidência de FRV ^{5, 20}. O achatamento mesio-distal dos canais destes dentes têm sido apontado como o principal fator predisponente para este tipo de fratura ^{4, 5}. Acredita-se que as paredes palatinas e vestibulares funcionem como sítios concentradores de tensão, devido ao pequeno raio de curvatura ⁷⁻⁹. Assim, a fratura tende a ocorrer na direção vestibulo-palatino, apesar da maior quantidade de dentina nestas paredes ^{11, 12, 19}. Alguns trabalhos têm mostrado que a FRV normalmente se inicia na parede interna do canal, segue para a superfície externa, em direção aos tecidos periodontais, e se propaga no longo eixo da raiz.

O mecanismo de fratura radicular é complexo, e sua etiologia depende de vários fatores, dentre os quais se destacam: o excesso de desgaste dentário durante a instrumentação do canal ou o preparo protético ^{5, 21}, o excesso de pressão durante condensação lateral da guta-percha ¹² e a falta de obediência aos princípios biomecânicos de preparo do pino intra-radicular e da coroa protética.

2.2 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro

Até os anos 80, o núcleo metálico fundido (NMF) era o retentor intra-radicular mais utilizado. Alguns autores acreditam que por causa da excelente adaptação ao canal, o NMF proporcionaria uma grande estabilidade ao dente. Porém, outros estudos mostraram que, esses pinos cônicos bem adaptados ao canal tendem a sobrecarregar a raiz causando um efeito cunha ¹³. Outra desvantagem é o tempo gasto com processos laboratoriais na confecção do pino. Para confecção do NMF, 2/3 do canal é desobturado e então, moldado ou modelado. A partir do molde ou padrão, o protético confecciona o retentor intra-radicular composto de núcleo e pino, como sendo um único corpo.

Porém na década passada foram introduzidos no mercado Odontológico os pinos pré-fabricados, que vêm ganhando cada vez mais a preferência do cirurgião-dentista, devido a vários fatores: a desobturação do canal e a cimentação do pino podem ser feitas em uma mesma sessão clínica (redução do tempo clínico) e menor risco de (re)contaminação do canal.

Dentre os pinos pré-fabricados encontramos os pinos reforçados por fibras, constituídos por uma matriz resinosa na qual são imersos vários tipos de fibra de reforço que podem ser de carbono, quartzo ou vidro. O pino de fibra de vidro apresenta um comportamento ortotrópico, ou seja, apresenta propriedades diferentes dependendo da direção considerada. No longo eixo das fibras de vidro, o módulo de elasticidade é de 37 GPa e transversalmente às fibras, o módulo é de 9,5 GPa ¹⁵. Nas direções intermediárias, o módulo terá valor também intermediário, se aproximando, portanto, do módulo de elasticidade da dentina ²². Já o NMF

apresenta um comportamento isotrópico, ou seja, apresenta propriedades semelhantes em todas as direções e um módulo de elasticidade bastante elevado (200 GPa).

Existe uma grande controvérsia entre os trabalhos publicados sobre qual a melhor opção de pino intra-radicular em dentes endodonticamente tratados. Alguns autores defendem o tradicional NMF enquanto outros defendem os PFV. Uma análise superficial nos últimos trabalhos publicados que comparam esses dois sistemas mostram resultados bastante contraditórios. Entretanto, é possível identificar que parte das contradições é fruto de diferenças no delineamento experimental ou no tipo de resposta em estudo ²³⁻²⁵. De modo geral, as respostas mais investigadas são: o risco de fratura radicular, o risco de descolamento do pino/coróa e o padrão de fratura. Estas respostas envolvem mecanismos complexos, nos quais vários fatores influem e interagem entre si. Para tornar esta revisão mais sistemática, o capítulo foi dividido em função destas diferentes respostas.

2.3 Risco de fratura radicular vertical

O risco de fratura radicular está diretamente associado à distribuição de tensão na raiz. Alguns autores afirmam que, devido a semelhança do módulo de elasticidade do PFV e da dentina ocorre menor concentração de tensão na raiz ²⁴. Outros acreditam que, dependendo do formato e rigidez, o pino pode funcionar como cunha e favorecer a fratura radicular ^{13, 14}. Como a rigidez do pino depende do formato e do módulo, o PFV é menos rígido do que o NMF, assim apresenta um

movimento flexural semelhante ao do dente hígido. Já o NMF, por apresentar maior rigidez, induz maior tensão na raiz, e conseqüentemente maior risco de FRV^{14, 26-28}.

Muitos trabalhos mostram que as tensões de tração em raízes restauradas com diferentes tipos de pino são da mesma ordem de grandeza das do dente hígido, quando é considerada adesão perfeita entre pino e raiz^{15, 16}. Porém, a efetividade e a longevidade da união são questionáveis, principalmente no terço apical^{7, 17}, apesar do grande desenvolvimento dos sistemas adesivos nas últimas décadas. Assim, estudar o problema de fraturas radiculares em modelos que simulam interfaces perfeitamente unidas pode levar a interpretações erradas.

2.4 Risco de descolamento do pino/coroa

Falhas em uma interface adesiva normalmente ocorrem por ultrapassar a resistência da união à tração ou ao cisalhamento²⁹. Alguns trabalhos mostram que o risco de descolamento nos dentes restaurados com pino intra-radicular é maior na interface pino/cimento do que na interface dentina/cimento^{30,31}. Devido a uma grande diferença no padrão de deformação entre dois materiais aderidos.

A Literatura mostra que o risco de descolamento entre pino/coroa e cimento é maior nos casos com NMF, por apresentar uma maior retenção mecânica (embricamento) do que adesiva. Já os pinos de fibra de vidro apresentam menor risco de descolamento por apresentar maior compatibilidade com sistema adesivo e cimento resinoso²⁴. Estudos por análise de elementos finitos, mostram que pinos de fibra de vidro aderidos reduzem a concentração de tensão no canal e que o sucesso

do tratamento clínico depende muito mais de uma boa adesão entre pino/cimento do que pelo fato do pino apresentar um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina³²⁻³⁴.

2.5 Padrão de fratura

Não existe uma sistematização na Literatura com relação à análise dos padrões de fratura em dentes restaurados com pinos intra-radulares. Alguns autores utilizam uma classificação mais simples que distingue as fraturas em restauráveis e irreparáveis^{24, 35}. As fraturas restauráveis foram caracterizadas por fratura radicular, com direção horizontal ou oblíqua, situada (em dente superior) abaixo da junção amelo-cementária (JAC), ou fratura da restauração. As fraturas irreparáveis foram caracterizadas por fratura radicular vertical ou oblíqua que se propagava apicalmente à JAC. Normalmente a FRV ocorre longitudinalmente a parede interna da raiz e se estende por toda superfície¹⁸.

A literatura mostra que nos casos com PFV o risco de propagação da fratura radicular é maior no pino e no núcleo de compósito do que nos metálicos²⁴ (fraturas restauráveis³⁶). Nos casos com NMF a chance de falha é menor, mas normalmente quando ocorre acomete primeiro a raiz do que qualquer outro componente protético. Provavelmente, isso ocorre porque o risco de descolamento entre metal e cimento resinoso é maior³².

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino

Verificar, pela análise da distribuição das tensões de tração na dentina, observada em modelos de elementos finitos, se o achatamento mésio-distal do canal e/ou do pino torna o pré-molar superior mais susceptível à FRV, sob carregamento oblíquo cêntrico ou excêntrico, em condições de adesão perfeita ou descolamento completo entre pino e raiz.

A primeira hipótese foi que nos casos em que o pino segue o formato oval característico do canal do segundo pré-molar superior, diante de um carregamento excêntrico, o pino tende a provocar um momento de força que aumenta o risco de FRV. A segunda hipótese é o risco de FRV será maior quando ocorre descolamento entre o pino e a raiz.

3.2 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro

3.2.1 Risco de descolamento do pino

Comparar a distribuição das tensões de tração e cisalhamento na interface pino/cimento de dentes com grande destruição coronária, endodonticamente tratados, restaurados com núcleo metálico fundido ou com pino de fibra de vidro.

A terceira hipótese foi que o alto módulo de elasticidade dos NMF provoca uma concentração de tensões na interface pino/cimento e, conseqüentemente, aumenta o risco de descolamento.

3.2.2 Risco de fratura da raiz, núcleo, pino ou cimento

Nos modelos de dentes com grande destruição coronária, endodonticamente tratados, restaurados com núcleo metálico fundido ou com pino de fibra de vidro, perfeitamente aderidos ou totalmente descolados, comparar: a máxima tensão de tração na raiz, núcleo e pino e o índice de risco de fratura (obtido pela divisão da máxima tensão de tração pela resistência à tração de cada material).

A quarta hipótese foi que o baixo módulo de elasticidade dos PFV, por si, não diminui o risco de FRV. O melhor resultado do PFV obtidos nos trabalhos publicados deve-se à maior adesão pino/cimento.

A quinta hipótese foi que dentes restaurados com PFV apresentam menor proporção de fraturas irrestauráveis porque é mais fácil a fratura propagar em núcleo de compósito ou em pino de fibra de vidro do que em núcleo e pino metálicos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Construção dos modelos de elementos finitos

A análise por elementos finitos (AEF) foi realizada com a utilização dos programas MSC.PATRAN (pré e pós-processador) e MSC.Marc (processador). Foram construídos dois modelos 3D estilizados de segundo pré-molar superior hígido (Figura 4.1). Um dos dentes hígidos apresentava canal oval (H_o), característico de pré-molar superior, e o outro apresentava canal circular (H_c). Cada estrutura simulada era constituída por 4 sólidos (mésio-vestibular, disto-vestibular, mésio-palatino e disto-palatino) para facilitar a análise da distribuição das tensões nos cortes vestibulo-palatino e mésio-distal.

As medidas de maior interesse foram retiradas da literatura^{37, 38}, mantendo a simetria mésio-distal e vestibulo-palatina, especialmente na porção radicular. As irregularidades características do pré-molar superior foram propositadamente desconsideradas, para que a distribuição das tensões fosse dependente das variáveis em estudo e não de acidentes anatômicos.

Figura 4.1– Geometria do dente hígido. A: vista méso-distal; B: vista vestibulo-palatino; C: divisão do modelo em quatro partes (MV - méso-vestibular, DV - disto-vestibular, MP - méso-palatino e DP - disto-palatino)

A partir dos modelos dos dentes hígidos foram construídos modelos com pinos intra-radulares (Figura 4.2). Para simular o tratamento endodôntico e protético, a câmara pulpar foi ampliada em 2 mm e o canal radicular em 1,5 mm. No terço apical foi representada a obturação com guta-percha e nos 2/3 restantes foi representado o pino (de metal ou fibra de vidro) e o cimento resinoso.

Nos modelos de pino de metal, o núcleo era constituído pelo mesmo material, enquanto nos modelos de fibra de vidro, o núcleo era de compósito. O preparo da coroa foi semelhante para todos os modelos, seguindo os princípios de retenção e estabilidade de prótese fixa (Figura 4.2). As espessuras do cimento resinoso entre coping/dentina (0,1 mm), do coping (0,5 mm), do ligamento periodontal (0,2 mm) e

do osso cortical (0,25 mm) foram uniformes. A espessura da cerâmica variou de 0,8 a 2 mm, dependendo da região. Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares e isotrópicos, com exceção do pino de fibra de vidro que foi considerado ortotrópico. As propriedades elásticas dos materiais estão apresentadas na Tabela 4.1.

Figura 4.2– Geometria do dente com pino. A: vista méso-distal; B: vista vestibulo- palatino

Tabela 4.1– Propriedades elásticas dos materiais utilizados nos modelos

Material	E (GPa)	ν	G (GPa)
PFV ^{39 40}	E_{xx} 9,5 E_{yy} 9,5 E_{zz} 37,0	ν_{xy} 0,27 ν_{yz} 0,27 ν_{zx} 0,34	G_{xy} 3,1 G_{yz} 3,1 G_{xz} 3,5
Pino metálico	200,0	0,3	
Dentina ⁴¹	18,6	0,31	
Esmalte ⁴²	41,0	0,30	
Polpa ⁴³	0,02	0,45	
Guta-percha ⁴¹	$6,9 \times 10^{-4}$	0,45	
Osso Esponjoso ⁴¹	1,37	0,30	
Osso Cortical ⁴¹	13,7	0,30	
Ligamento periodontal ⁴⁴	$68,9 \times 10^{-3}$	0,45	
Resina Composta (núcleo) ²⁹	12,0	0,33	
Cimento resinoso ⁴¹	8,3	0,28	
Coroa metalo-cerâmica: metal ⁴⁵	205,0	0,28	
porcelana ⁴⁵	68,9	0,33	

O diâmetro do canal circular (C_o) foi igual ao menor diâmetro do canal oval. Como a seção externa da raiz foi a mesma para todos os casos, aqueles com canal circular apresentavam uma maior espessura de dentina nas paredes vestibular e palatina. Para os casos C_o , os pinos poderiam apresentar seções transversais circular (P_c) ou oval (P_o), enquanto para os casos C_c foram simulados apenas pinos circulares (Figura 4.3). Nos casos C_oP_o e C_cP_c a excentricidade do pino e do canal era a mesma, portanto a espessura de cimento (0,1 mm) era uniforme em toda a extensão. Nos casos em que a excentricidade do canal não coincidia com a do pino (C_oP_c), o espaço do desajuste foi preenchido com cimento resinoso (espessura mínima = 0,1 mm e máxima = 0,6 mm). Os pinos foram considerados perfeitamente aderidos (A) ou totalmente descolados (D).

Para os casos totalmente descolados, foi utilizado contato tipo touch: os nós do pino podiam deslizar e afastar dos nós do cimento, mas não poderia haver penetração entre os corpos. Assim, cada material apresenta seu próprio nó e o valor

de tensão é diferente em cada um. Já nos casos aderidos, a interface entre dois materiais apresenta apenas um nó, no qual o valor da tensão é uma média dos valores dos dois materiais.

Figura 4.3 - Esquema das diferentes configurações dos canais. A: canal e pino com formato oval; B: canal com formato oval e pino circular; C: canal e pino com formato circular

Após a construção de toda a geometria dos modelos foi aplicada a malha e posteriormente foi feito teste de convergência, ou seja na interface entre dois materiais os nós destes devem coincidir. Os modelos apresentaram de 33.499 a 92.137 elementos tetraédricos de topologia Tet4 (Figura 4.4). Os nós da porção superior e lateral do osso esponjoso foram fixados nos seis graus de liberdade. Uma carga de 300 N foi aplicada a 45° na aresta central-interna da cúspide vestibular (carregamento cêntrico) ou desviada aproximadamente 1,4 mm para a mesial, também da cúspide vestibular (carregamento excêntrico).

Figura 4.4 – Modelo em uma vista méso-distal com malha e fixação. A: carregamento oblíquo-excêntrico; B: Carregamento oblíquo-cêntrico

4.2 Forma de análise dos resultados

4.2.1 Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino

Os diferentes modelos foram comparados quanto a distribuição, magnitude, localização e direção dos vetores dos picos de tensões de tração ($\sigma_{\max}$) na raiz. A $\sigma_{\max}$ foi escolhida para verificar o risco de fratura radicular porque as tensões de tração estão mais diretamente relacionadas à fratura da dentina^{8, 46}.

4.2.2 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro

4.2.2.1 Risco de descolamento do pino

Nos modelos com pinos aderidos foi verificado também o risco de falha na união, analisando as tensões de tração e cisalhamento na interface pino/cimento em corte vestibulo-palatino.

4.2.2.2 Risco de fratura em raiz, núcleo, pino ou cimento

Nos casos com pinos perfeitamente aderidos ou totalmente descolados foi verificada também a máxima tensão de tração em raiz, núcleo, pino e cimento. O índice de risco de fratura foi calculado dividindo o valor de $\sigma_{\max}$ para estas estruturas pelo valor de resistência à tração de cada material, obtido na literatura.

5 RESULTADOS

5.1 Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino

A Figura 5.1 e Figura 5.2 apresentam a magnitude, localização, direção e distribuição da $\sigma_{\max}$ dos modelos com carregamento oblíquo cêntrico e com carregamento oblíquo excêntrico. Enquanto nos dentes hígidos o valor da $\sigma_{\max}$ diminuiu quando o carregamento mudou de cêntrico para excêntrico, nos casos com pino, tanto aderidos quanto descolados, ocorreu o contrário.

Mantendo as outras variáveis constantes, houve um aumento da $\sigma_{\max}$ na dentina quando a seção transversal do pino mudou de oval para circular. Por outro lado, ao mudar o formato do canal de oval para circular ocorreu aumento da $\sigma_{\max}$ na dentina apenas nos casos descolados. Nos casos aderidos os valores foram praticamente semelhantes. Considerando as diferentes seções de canal e pino, os melhores resultados foram sempre obtidos para as condições C_oP_o .

Comparando os casos quanto à adesão, os casos descolados apresentaram tensões na dentina de até 4,7 vezes maiores do que os casos aderidos e os dentes hígidos. Entre os casos aderidos não houve diferença significativa no pico de $\sigma_{\max}$, que foi bastante semelhante ao do dente hígido. Já nos casos descolados, a diferença no pico de $\sigma_{\max}$, entre os casos foi mais evidente, sendo o caso C_cP_c o que apresentou o maior valor de tensão, para ambos os carregamentos. A localização da $\sigma_{\max}$ foi em todos os casos na face palatina, porém nos dentes hígidos e nos casos

aderidos se localizou logo abaixo do ligamento periodontal. Já nos casos descolados foi na porção cervical interna do canal.

5.2 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro: risco de descolamento do pino

A Figura 5.3 apresenta a distribuição das máximas tensões de tração e de cisalhamento ao longo da interface pino/cimento para os casos usando NMF anatômico e PFV circular, ambos com canal oval e carregamento cêntrico. Tanto as tensões de tração quanto as tensões de cisalhamento foram bem maiores para o caso de NMF.

A tensão máxima de tração é maior na interface da região palatina, para os dois casos, enquanto o maior valor da tensão máxima de cisalhamento ocorreu na face vestibular. A diferença entre os dois casos foi maior para os valores de tensão de tração (10 vezes maior no caso de NMF) do que para os de cisalhamento (aproximadamente 5 vezes maior).

Figura 5.1 - Magnitude (MPa), localização e direção da σ_{max} na raiz dos modelos com canal circular (Cc) e oval (Co); pino oval (Po) e pino circular (Pc); aderido (A) e descolado (D); Referência: posição do modelo; V: face vestibular; P: face palatina, C: carregamento oblíquo-cêntrico e E: carregamento oblíquo-excêntrico. Todos os modelos com pino metálico

Figura 5.2 - Distribuição (MPa) da σ_{max} na face palatina da raiz dos modelos com canal circular (Cc) e oval (Co); pino metálico oval (Po) e metálico circular (Pc); aderido (A) e descolado (D); C: carregamento oblíquo-cêntrico e E: carregamento oblíquo-excêntrico

Figura 5.3 – A: modelo com canal oval e pino oval metálico (CoPo – M); B: modelo com canal oval e pino circular de fibra de vidro (CoPc – F); C: gráfico de $\sigma_{\max}$; D: gráfico de cisalhamento máximo; I, II, III: local na interface pino/cimento relacionado no gráfico

5.3 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro: risco de fratura em raiz, núcleo, pino ou cimento

A Tabela 5.1 apresenta a $\sigma_{\max}$, o valor de resistência a tração (RT) de cada material e o índice de risco de fratura (IRF). O IRF é a relação entre o valor da $\sigma_{\max}$ referente ao material e a sua resistência a tração encontrado na literatura. O IRF do H_o , considerado um grupo controle, foi baixo (0,23). Entre os casos aderidos percebe-se o valor do IRF relativamente baixo e sem diferenças significativas entre eles, com exceção do cimento do caso $C_oP_oA - M$ que apresentou maior valor (1,83). O IRF da raiz dos casos aderidos foi bastante similar ao do H_o .

Já entre os descolados os valores do IRF do caso $C_oP_oD - M$ foram maiores que no caso $C_oP_cD - F$, sendo o maior valor encontrado no cimento (3,89). No caso $C_oP_cD - F$ os maiores valores do IRF foram encontrados no pino (14,0) e no núcleo de compósito (8,56), sendo portanto os locais com maior risco de fratura.

Tabela 5.1 – Índice de risco de fratura (IRF) através da relação da tensão máxima principal (σ_{max} em MPa) com a resistência a tração (RT em MPa) da raiz, núcleo, pino e cimento dos modelos com núcleo metálico fundido (M) ou com pino de fibra de vidro (F); aderido (A) ou descolado (D). Todos os modelos com carregamento cêntrico.

Modelos	raiz			núcleo			pino			cimento		
	σ_{max}	RT	IRF	σ_{max}	RT	IRF	σ_{max}	RT	IRF	σ_{max}	RT	IRF
CoPoA - M	42,0	104 ⁴⁵	0,40	18,6	821*	0,02	141	821*	0,17	86,4	47 ⁴⁶	1,83
CoPcA - F	48,4	104 ⁴⁵	0,46	5,5	55 ⁴⁷	0,10	12,8	99 ⁴⁸	0,13	12,4	47 ⁴⁶	0,26
CoPoD - M	80,0	104 ⁴⁵	0,76	310,0	821	0,46	401	821	0,48	183	47 ⁴⁶	3,89
CoPcD - F	249,0	104 ⁴⁵	2,39	471,0	55 ⁴⁷	8,56	1390	99 ⁴⁸	14,0	249	47 ⁴⁶	5,29
Ho	43,4	104 ⁴⁵	0,41	———			———			———		

* Informação retirada do perfil do material (Verabond Aalbadent)

6 DISCUSSÃO

6.1 Risco de fratura radicular em função da seção transversal do pino e do canal e adesão do pino

O primeiro objetivo deste trabalho foi verificar se o achatamento méso-distal do canal torna o pré-molar superior endodonticamente tratado mais susceptível à FRV, como já afirmaram alguns autores^{5, 20}. O delineamento foi feito de modo a contemplar dente com canal oval (C_o) e com canal circular (C_c). O diâmetro do canal circular foi igual ao menor diâmetro do canal oval. Como a seção externa da raiz foi a mesma para todos os casos, os dentes com canal circular apresentavam uma maior quantidade de dentina nas paredes vestibular e palatina. Assim, a princípio, os casos com canais ovais apresentariam dois motivos para uma maior susceptibilidade à FRV: os sítios concentradores de tensões da parede vestibular e palatina (devido ao pequeno raio de curvatura⁷⁻⁹ e a menor quantidade de dentina nas paredes vestibular e palatina⁴⁷).

Ao comparar dentes hígidos de canal oval com os de canal circular, observa-se, como esperado, uma diminuição da σ_{max} na dentina (devido ao aumento da quantidade de dentina). Para os casos aderidos, entretanto, σ_{max} foi praticamente igual (comparação C_oP_cA *versus* C_cP_cA - Figura 5.1). Além disso, tanto para os dentes hígidos quanto para os casos de pinos aderidos, a máxima tração não ocorreu nos sítios concentradores de tensão descritos na Literatura⁷⁻⁹ (as curvaturas vestibular e palatina da parede interna do canal, por terem menor raio). Estes sítios concentradores de tensões foram observados

em trabalhos que simularam a condensação lateral da guta percha no interior do canal ^{7-9, 12}. Já era esperado que, para o carregamento utilizado neste trabalho, os pequenos raios de curvatura da parede vestibular e palatina não seriam fatores concentradores de tensões importantes. Entretanto, acreditava-se que a menor quantidade de dentina poderia colaborar para maiores tensões nos canais ovais. É consenso na literatura que a melhor forma de proteger um dente contra a fratura radicular é desgastar o mínimo possível de estrutura dental ^{5, 21}, pois quanto maior o desgaste, menor será a resistência estrutural do dente.

A explicação para o padrão de distribuição de tensões e para a grande semelhança entre C_oP_cA e C_cP_cA está provavelmente no fato de que, por considerar adesão perfeita, o conjunto dente/pino/corona funciona como uma viga engastada no alvéolo. Assim, ao aplicar uma carga que tende a defletir a viga para vestibular, surgem tensões de tração na palatina ^{16, 48} e de compressão na vestibular (Figura 5.2). A intensidade da tensão de tração na palatina depende essencialmente do padrão de deflexão do dente. Parte da dentina da vestibular e palatina do C_cP_c é substituída por cimento resinoso no C_oP_c. Como os módulos de elasticidade da dentina (18,6 GPa) e do cimento resinoso (8,3 GPa) são relativamente próximos, a rigidez do conjunto é muito parecida nos dois casos, o que justifica as semelhanças nas respostas de σ_{max} .

Abstraindo dos fatores relacionados exclusivamente à seção transversal do canal, a primeira hipótese deste trabalho era que, nos casos de canal oval restaurado com pino intra-radicular de mesma seção transversal, diante de um carregamento excêntrico e com componente horizontal, o giro do pino sobre seu longo eixo colaboraria para fraturar a raiz. Acreditava-se que este seria o

principal fator que tornaria o pré-molar superior com canal oval mais susceptível à FRV. Assim, o delineamento também contemplou diferentes tipos de carregamento (C: cêntrico e E: excêntrico) e de seção transversal do pino (P_o : pino oval e P_c : pino circular).

Os dois carregamentos foram a 45° em relação ao longo eixo do dente. No carregamento cêntrico, a força foi aplicada na aresta interna da cúspide vestibular, exatamente no meio da distância méso-distal, que gera um momento que inclina o dente apenas para vestibular. Este carregamento não poderia explicar a hipótese do mecanismo de fratura mencionada anteriormente, mas foi utilizado como um controle. No carregamento excêntrico, a força foi desviada para a mesial (aproximadamente 1,4 mm). Assim, além do momento que inclina para vestibular, surgem dois outros momentos: o que inclina para distal e o que faz girar em torno do longo eixo. Com o momento que faz girar em torno do longo eixo, o pino oval em um canal oval tenderia a provocar um efeito parecido com o de uma chave de fenda girada no interior da raiz, que colaboraria com o mecanismo de fratura radicular.

Ao comparar os valores de σ_{max} para os diferentes carregamentos nos casos aderidos, percebe-se que o carregamento excêntrico apresenta valores ligeiramente maiores do que o cêntrico. Este resultado já era esperado, pois, como já descrito anteriormente, no carregamento excêntrico surgem dois novos momentos. O aumento da tensão foi discreto provavelmente porque o desvio para mesial também foi discreto. Entretanto, ao contrário do esperado, nos dentes hígidos houve uma diminuição de tensão quando o carregamento mudou de cêntrico para excêntrico. Não encontramos explicação para esta

resposta dos dentes hígidos, mas talvez esteja ligada ao fato de que eles são os únicos modelos em que a parte mais interna da raiz é mecanicamente oca.

Os resultados desse trabalho para os casos aderidos não confirmaram a hipótese da importância do giro do pino oval sobre seu longo eixo no mecanismo de fratura em raízes de canais ovais. Ao manter o formato oval do canal e mudar a seção do pino de oval para circular (de C_oP_oA para C_oP_cA - Figura 5.1), percebe-se, ao contrário do esperado, um aumento da $\sigma_{\max}$ na raiz, tanto para o carregamento cêntrico quanto para o excêntrico. A explicação encontrada foi que como o desvio para mesial foi muito discreto, a deflexão para vestibular continuou sendo o fator principal para determinar o pico de tensão de tração, com influência desprezível causada pelo momento em torno do longo eixo. Como explicado anteriormente, quanto mais rígido é o conjunto dente/pino/coróa, menor é a sua deflexão para vestibular e menor é a tração na palatina. No caso C_oP_o, como parte da camada de cimento é substituída por metal, o conjunto (quando colado) se comporta como uma viga mais rígida, deflete menos e apresenta menor valor de $\sigma_{\max}$.

Vale destacar que, de modo geral, as diferenças encontradas entre os casos aderidos e os dentes hígidos foram relativamente pequenas. Além disso, a distribuição das tensões assim como a localização e direção do pico de tração foram muito semelhantes aos dos dentes hígidos e não foram compatíveis com o padrão de FRV encontrado na literatura ⁴⁹. Mas o que chama atenção é, se seguirmos a linha de raciocínio utilizada até aqui (de que um conjunto que forme uma viga mais rígida defletirá menos e provocará menos tração) deveríamos esperar tração maior no dente hígido. Isto porque, no dente com pino, a polpa e uma parte da dentina foram substituídas por

metal. No entanto, a Figura 5.1 mostra tensões um pouco menores para os dentes hígidos. A explicação deste fato aponta para uma eventual importância de deixar oca a região mais interna da “viga”. Um trabalho futuro deverá testar essa hipótese.

As tensões de tração na dentina nos casos de pinos descolados apresentaram valores até 4,7 vezes maiores aos observados para os casos de pinos aderidos. Este resultado é coerente com outros estudos já publicados^{33, 50} e com a segunda hipótese deste trabalho. A adesão garante que pino, coroa e raiz trabalhem em conjunto, diminuindo o risco de fratura já que as distribuições e os níveis de tensões ficam semelhantes ao do dente hígido. Assim, torna-se fundamental conseguir uma resistência de união alta e duradoura entre os componentes protéticos (pino e coroa) e o remanescente radicular. Entretanto, é difícil garantir uma adesão suficientemente resistente e duradoura, especialmente no terço apical, onde é mais comum a presença de defeitos^{7, 17} que se somam a outros fatores concentradores de tensões ao longo de todo o canal, como a grande diferença de módulo de elasticidade entre materiais aderidos (ex: pino e cimento resinoso).

Enquanto nos casos aderidos praticamente não houve diferença no valor do pico de $\sigma_{\max}$ na raiz ao comparar C_oP_c e C_cP_c (Figura 5.1), nos casos descolados houve aumento de 4% no carregamento cêntrico e de 27% no carregamento excêntrico. O aumento da $\sigma_{\max}$ foi ainda mais evidente quando, para um canal oval, mudou-se a seção do pino de oval para circular (de C_oP_o para C_oP_c , houve um aumento de 67% na $\sigma_{\max}$ para o carregamento cêntrico e de 36% para o carregamento excêntrico). Assim como para os casos aderidos,

este resultado foi o contrário à hipótese inicial e já foi explicado anteriormente (os casos com pino oval se comportam como uma viga mais rígida).

Neste trabalho, o descolamento foi simulado na interface entre pino e cimento. Em um trabalho anterior do nosso grupo de pesquisa ⁵¹, o descolamento foi simulado na interface entre cimento e dentina e a resposta foi diferente: ao aplicar uma carga oblíqua para vestibular, o conjunto pino/coróa, que foi considerado unido, deslocou em bloco para vestibular e punccionou a região cervical. Embora os modelos do trabalho anterior tenham várias diferenças com os utilizados no presente estudo (dimensões do dente, local do carregamento e outros), esperávamos um padrão de resposta semelhante. Não foi o que ocorreu. No presente trabalho, ao aplicar uma carga oblíqua para vestibular, verificou-se uma concentração de tensão na face palatina cervical externa da raiz (Figura 5.1). O local e direção da $\sigma_{\max}$ sugerem relação do pico de tração com o efeito anti-rotacional da férula. Esse resultado não reproduz o padrão de FRV descrito na literatura: que a fratura se inicia na parede interna do canal, segue para a superfície externa, em direção aos tecidos periodontais, e se propaga no longo eixo da raiz ^{11, 12, 19}. Porém, a direção mais oblíqua do vetor da $\sigma_{\max}$ quando comparado com os casos aderidos e de dentes hígidos, indica uma tendência maior à fraturas mais altas, aumentando o risco de ter uma fratura não restaurável.

Em resumo, os resultados desta parte do trabalho mostraram que o achatamento mésio-distal do segundo pré-molar superior parece não ser o fator determinante para a maior susceptibilidade à FRV. Provavelmente as irregularidades da curvatura externa da raiz e a dificuldade de utilizar pinos com o comprimento preconizado (2/3 do comprimento da raiz) sejam mais

importantes ^{52, 53}. Embora estes fatores sejam freqüentemente associados a pré-molares superiores, não foram incluídos no estudo.

6.2 Núcleo metálico fundido versus pino de fibra de vidro

Existe um grande conflito na Literatura com relação à escolha do sistema de pinos intra-radulares a ser utilizado em um dente endodonticamente tratado e com grande destruição coronária ⁵⁴. O tradicional NMF vem ao longo do tempo perdendo espaço para os pinos pré-fabricados, especialmente os PFV ⁵⁵. Alguns fatores têm contribuído para esta nova tendência, como a agilidade de tratamento, com a possibilidade de desobturar o conduto e cimentar o pino na mesma seção, o que reduz o risco de (re)contaminação do canal ⁵⁵.

Alguns autores consideram que pinos de material muito rígido tendem a concentrar tensões em áreas críticas, enquanto pinos com módulo semelhante ao da dentina favorecem a distribuição de tensões, o que diminuiria o risco de fraturas radulares ^{23, 31, 39, 56}. Enquanto outros pesquisadores ^{33, 45, 54, 57, 58} observaram o contrário: quanto maior o módulo de elasticidade do material do pino, menores as tensões na dentina ou maior a resistência à fratura da raiz. Um trabalho anterior^a do nosso grupo mostrou que esta controvérsia na Literatura está relacionada à diferença na direção do carregamento: com

^a artigo enviado para publicação na revista Dental Traumatology, aceito pelo primeiro revisor e aguardando a resposta do segundo revisor.

cargas longitudinais as tensões tendem a ser maiores em raízes restauradas com pinos mais rígidos e com cargas oblíquas as tensões tendem a ser maiores em raízes restauradas com pinos menos rígidos. Além disso, alguns trabalhos^{33, 59} demonstraram que uma boa adesão entre pino/cimento é mais determinante para diminuir o risco de fratura radicular do que o módulo do pino.

As principais falhas encontradas em dentes restaurados com pinos intraradiculares são: fratura radicular ou descolamento do pino. A fratura radicular pode apresentar diferentes padrões, sendo alguns não restauráveis. É intuitivo pensar que o risco de ter um padrão não restaurável tende a ser maior quando a raiz é a parte mais vulnerável do conjunto. Assim, esta segunda parte do trabalho foi subdividida em análise do risco de descolamento do pino e análise do risco de fratura da raiz, do núcleo, do pino e do cimento. Foram considerados apenas os casos de canais ovais com carregamento cêntrico, restaurados com PFV circular e núcleo de compósito (C₀P₀A - F) ou com NMF oval (C₀P₀A - M). A diferença no formato da seção transversal do PFV e do NMF teve como objetivo representar a situação clínica.

6.2.1 Risco de descolamento do pino

A terceira hipótese desse trabalho era que o alto módulo de elasticidade do NMF provocaria uma maior concentração de tensões na interface pino/cimento e, conseqüentemente, aumentaria o risco de descolamento. É sabido que uma grande diferença no padrão de deformação entre dois

materiais aderidos favorece a concentração de tensões na interface ⁵⁶. As falhas na interface normalmente ocorrem por ultrapassar a resistência da união à tração ou ao cisalhamento ²⁹. Como os picos destas tensões ocorreram na linha média que divide o dente em face mesial e distal, foram analisadas as distribuições de $\sigma_{\max}$ e $\tau_{\max}$ ao longo da interface pino/cimento em um corte vestibulo-palatino dos modelos C₀P₀A-F e C₀P₀A-M. Vale destacar que foi analisada a tensão na interface pino/cimento e não cimento/dentina porque as tensões foram mais elevadas na primeira. Isto está coerente com dados da literatura de que o descolamento do pino ocorre preferencialmente na interface pino/cimento ^{60, 61}, especialmente em NMF ^{30, 61}. Os resultados deste trabalho mostraram que tanto as tensões de tração quanto as tensões de cisalhamento foram bem maiores para o caso de NMF. Para as tensões de tração, enquanto o máximo valor registrado para o C₀P₀A-F foi de 8,0 MPa, para o C₀P₀A - M foi de 80,0 MPa. Para as tensões de cisalhamento, os valores máximos foram 10,0 MPa e 53,7 MPa, para C₀P₀A - F e C₀P₀A - M, respectivamente. Como o delineamento foi feito de modo a representar ao máximo possível a situação clínica, a mudança do material do pino foi acompanhada por mudança de sua seção transversal e, conseqüentemente, da espessura de cimento. Comparações adicionais, apresentadas no Anexo A, confirmaram que os maiores valores de tensões para C₀P₀A - M (Figura 5.3) deve-se à maior diferença de módulo entre o NMF e o cimento resinoso e não às diferenças de seção transversal do pino ou de espessura de cimento.

A Literatura é bastante rica em trabalhos que avaliaram a resistência de união de pinos intra-radiculares ^{32, 62}. São vários os fatores que interferem nesta resistência de união: tipo e marca de pino ⁶³, tratamento da superfície do

pino ³²; espessura e marca do cimento resinoso ^{30, 63-66}. Entretanto, é difícil encontrar na Literatura um valor de referência da resistência de união entre pino e cimento, pois os valores são muito discrepantes de autor para autor. Os trabalhos raramente associam no delineamento um caso de PFV e NMF. Além disso, muitos autores avaliam a resistência de união pela força máxima, que não pode ser utilizada como referência para o nosso trabalho, devido às diferenças geométricas do preparo intra e extra-radicular. Quando PFV e pinos metálicos foram avaliados em um mesmo trabalho, os autores não encontraram diferenças significantes nos valores de resistência de união ^{32, 61}.

As tensões de tração no caso C₀P₀A - M foram dez vezes maiores do que as do caso C₀P₀A - F, e as de cisalhamento cerca de 5 vezes maiores. Considerando resistências de união semelhantes, seria muito mais fácil descolar a interface NMF/cimento do que a interface PFV/cimento. Ou seja, do ponto de vista biomecânico, a terceira hipótese foi confirmada: o alto módulo de elasticidade do NMF provocaria uma maior concentração de tensões na interface pino/cimento e, conseqüentemente, aumentaria o risco de descolamento do pino.

6.2.2 Risco de fratura da raiz, núcleo, pino ou cimento

A quarta hipótese foi que o baixo módulo de elasticidade dos PFV, por si, não diminui o risco de fratura e que o melhor resultado do PFV obtidos nos trabalhos publicados deve-se ao menor risco de descolamento da interface

pino/cimento. A quinta hipótese do trabalho foi que dentes restaurados com PFV apresentariam menor proporção de fraturas não restauráveis, porque é mais fácil a fratura propagar em núcleo de compósito ou em pino de fibra de vidro do que em núcleo e pino metálicos. Assim a raiz deixa de ser a única estrutura vulnerável do conjunto.

A análise do risco de descolamento revelou que é mais fácil ocorrer um descolamento entre NMF e cimento do que entre PFV e cimento. Assim, é provável que mesmo que siga todos os princípios da cimentação adesiva, ocorra falha na união no NMF. Porém, como existe uma grande adaptação deste pino à raiz, o pino pode se manter no canal e passar a se comportar como em um caso C_oP_oD - M.

Para o PFV a situação é diferente. As tensões de tração e de cisalhamento na interface pino/cimento são relativamente baixas e a retenção do pino é totalmente dependente da união. Apesar das baixas tensões, o descolamento pode ocorrer em função de outros fatores que influenciam a resistência de união ou em função dos mecanismos de falha por fadiga. Como a retenção do pino está diretamente relacionada à união com o cimento, quando ocorre falha na união, o pino perde a sua retenção e solta, tendo menos chance de se comportar como um caso C_oP_cD - F.

A Tabela 5.1 apresenta o IRF da raiz, núcleo, pino e cimento para os casos de PFV aderidos e descolados, NMF aderidos e descolados e dente hígido, sendo que, neste último foi calculado apenas o IRF da raiz. O IRF foi calculado dividindo a máxima tensão de tração encontrada na análise por elementos finitos com o valor de resistência à tração da estrutura em estudo, tirada de trabalhos publicados ou de perfil técnico do fabricante (para pino e

núcleo metálico). Quando o índice está próximo de zero, o risco de fratura é pequeno, pois a tensão registrada pela análise está bem abaixo da tensão que o material consegue suportar. Com o valor 1, o risco de fratura já se torna crítico, pois indica que a tensão é igual à resistência do material.

Nota-se que para o modelo C₀P₀A - M a estrutura mais sujeita à fratura é o cimento. Esta informação somada ao resultado anterior, de grande risco de descolamento da interface NMF/cimento (ou seja: ou o pino descola do cimento ou o cimento rompe), reforça a idéia de que o risco do NMF passar de uma condição aderida para descolada é maior do que o PFV. Após o descolamento pino/cimento, se o NMF ficar retido mecanicamente no canal passará a se comportar como um caso C₀P₀D - M e aumenta em quase o dobro o IRF radicular. Além disso, os resultados sugerem que a chance de ocorrer uma fratura irrestaurável é maior, pois: os IRF do pino e do núcleo são menores do que o IRF da raiz (ou seja, a raiz é mais sujeita à fratura) e a direção do pico de $\sigma_{\max}$ apresenta aproximadamente 30° em relação ao longo eixo do dente (caso CoPoD-C, Figura 5.1).

Para o modelo C₀P₀A - F os IRF são pequenos em todas as estruturas; mas é preciso considerar que existem outros fatores não biomecânicos capazes de interferir no descolamento. Caso a desunião ocorra, e o pino continue retido, as partes mais sujeitas à fratura passam a ser o pino e o núcleo, com IRF, respectivamente, de 14,0 e 8,56. Assim, tende a apresentar um padrão de falha mais freqüente, porém mais benigna. Estes dados concordam com outros trabalhos da Literatura que mostraram que os dentes restaurados com PFV apresentam padrões de fratura mais favoráveis ^{24, 36}.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e considerando-se as limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- As raízes restauradas em que o pino acompanha o formato oval característico do canal do segundo pré-molar superior apresentam risco de fratura menor que as restauradas com pinos de seção circular, o que não confirma a primeira hipótese.
- As raízes restauradas em que o pino está descolado apresentam risco de fratura de até 4,7 vezes maior que aquelas em que o pino permanece aderido, o que confirma a segunda hipótese.
- As raízes restauradas com material de alto módulo de elasticidade (NMF) apresentaram maior concentração de tensões na interface pino/cimento e, conseqüentemente, aumentaram o risco de descolamento, o que confirma a terceira hipótese.
- O baixo módulo de elasticidade dos PFV não foi responsável pela diminuição do risco de fratura, e sim à maior adesão pino/cimento, o que confirma a quarta hipótese.

- A propagação da fratura em núcleo de compósito ou em pino de fibra de vidro foi maior quando comparado ao núcleo e ao pino metálico, o que confirma a quinta hipótese.

REFERÊNCIAS^b

1. 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.
2. Kerekes K, Tronstad L. Morphometric observations on root canals of human premolars. *J Endod* 1977 Feb;3(2):74-9.
3. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Ganor Y, Kaffe I. Radiographic features of vertically fractured, endodontically treated maxillary premolars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999 Sep;88(3):348-52.
4. Tamse A, Zilburg I, Halpern J. Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *Int Endod J* 1998 Mar;31(2):127-32.
5. Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. *J Am Dent Assoc* 2003 Apr;134(4):434-41.
6. Tamse A, Kaffe I, Lustig J, Ganor Y, Fuss Z. Radiographic features of vertically fractured endodontically treated mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Jun;101(6):797-802.
7. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J* 2006 Dec;39(12):931-9.
8. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod* 2005 Apr;31(4):288-92.
9. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod* 2003 Aug;29(8):529-34.

^b De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo a base de dados MEDLINE.

10. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod* 1999 Feb;25(2):99-104.
11. Saw LH, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod* 1995 Jun;21(6):314-20.
12. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod* 2003 Aug;29(8):523-8.
13. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003 Dec;90(6):556-62.
14. 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.
15. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007 Aug;23(8):983-93.
16. 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.
17. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005 Mar;84(3):223-7.
18. 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.
19. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J* 1999 Jun;44(2):75-87.
20. 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.

21. Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1988 Oct;4(5):190-6.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001 Mar;10(1):26-36.
27. Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod* 2008 Jul;34(7):842-6.
28. Kersting A, Kroker K, Steinhard J, Ludorff K, Wesselmann U, Ohrmann P, et al. Complicated grief after traumatic loss: a 14-month follow up study. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci* 2007 Dec;257(8):437-43.
29. 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.
30. Reill MI, Rosentritt M, Naumann M, Handel G. Influence of core material on fracture resistance and marginal adaptation of restored root filled teeth. *Int Endod J* 2008 Mar 16;41(5):424-30.
31. 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.

32. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater* 2008 May;24(5):660-6.
33. 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.
34. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001 Sep;86(3):304-8.
35. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, et al. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod* 2006 Aug;32(8):752-5.
36. Martelli Jr H, Pellizzer EP, Rosa BT, Lopes MB, Gonini Jr A. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J* 2008 Jun 11;41(8):685-92.
37. Shillingburg JR H HS WL, Jacobi R, Bracktt SE. Fundamentos de prótese fixa. 3^a ed. São Paulo: Quintessence; 1998. p. 472.
38. Sicher H. Oral Anatomy. 3 ed. ST. Louis: The C. V. Mosby Company; 1960.
39. 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.
40. 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.
41. 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.
42. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992 Sep;68(3):421-7.

43. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974 Jul-Aug;53(4):859-66.
44. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res* 1980 Jan;14(1):23-9.
45. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil* 2003 May;30(5):470-6.
46. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J* 2006 Mar;39(3):226-37.
47. Seow LL, Toh CG, Wilson NH. Remaining tooth structure associated with various preparation designs for the endodontically treated maxillary second premolar. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005 Jun;13(2):57-64.
48. Poiate I. Análise biomecânica de dentes restaurados com retentor intraradicular fundido, com e sem férula. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.
49. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 2007 Feb;23(2):138-44.
50. 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.
51. Andrea F.V. Santos CBT, Raul G. Lima, Camila O.M. Espósito, Rafael Y. Ballester, Roberto R. Braga, Josete B.C. Meira Vertical Root Fracture in Upper Premolars with Endodontic Posts: Finite Element Analysis. *J Endod* 2008
In Press Corrected Proof , Available online 10 November 2008
DOI: 10.1016/j.joen.2008.09.021
52. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004 Sep;35(8):657-67.
53. Simon JH, Dogan H, Ceresa LM, Silver GK. The radicular groove: its potential clinical significance. *J Endod* 2000 May;26(5):295-8.

54. 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.
55. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* 2007 Dec;20(6):353-60.
56. 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.
57. 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.
58. Komada W, Miura H, Okada D, Yoshida K. Study on the fracture strength of root reconstructed with post and core: alveolar bone resorbed case. *Dent Mater J* 2006 Mar;25(1):177-82.
59. Meira JB, Espósito COM, Quitero MF, Pfeifer CS, Poiate AVP, Tanaka CB, et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2008.
60. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent* 2005 Aug;33(7):533-9.
61. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent* 2003 Sep-Oct;28(5):515-21.
62. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater* 2008 Apr 15;24(10):1405-11.
63. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater* 2006 Jul;22(7):602-9.
64. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003 May;19(3):199-205.

65. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root canal dentine using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 2005 Feb;32(2):97-104.
66. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Bonding of resin cements to post materials: influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent* 2005 Autumn;7(3):231-4.

Apêndice - A: modelo com canal oval e pino circular metálico ($C_oP_o - M$); B: modelo com canal oval e pino oval de fibra de vidro ($C_oP_o - F$); C: gráfico de $\sigma_{\max}$; D: gráfico de cisalhamento máximo; I, II, III: local na interface pino/cimento relacionado no gráfico.