JULIO CELSO NOGUEIRA

**Instrumentos abrasivos diamantados e retentores intrarradiculares metálicos
pré-fabricados com núcleo, para dentes unirradiculares com tratamento
endodôntico: estudo com método dos elementos finitos**

São Paulo

2012

JULIO CELSO NOGUEIRA

**Instrumentos abrasivos diamantados e retentores intrarradiculares metálicos
pré-fabricados com núcleo, para dentes unirradiculares com tratamento
endodôntico: estudo com método dos elementos finitos**

Versão corrigida

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo

2012

Nogueira JC. Instrumentos abrasivos diamantados e retentores intrarradiculares metálicos pré-fabricados com núcleo, para dentes unirradiculares com tratamento endodôntico: estudo com método dos elementos finitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

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: _____

A minha esposa Cristiane e aos meus filhos Ana Beatriz e João Vitor pela compreensão e por toda felicidade que compartilhamos nesses anos, dedico este trabalho e cada minuto que vivo .

A meus pais Odilio e Maria Jose por serem as pessoas que sempre confiaram e apostaram em mim.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**, Professor Doutor da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da FOUSP, pela dedicação, paciência e bom humor que mostra a todo momento e pela amizade que faz os momentos de convívio sempre ocasiões especiais. .

À **Profa. Dra. Tomie Nakakuki de Campos**, Professora Titular da Disciplina de Prótese Parcial Fixa e Chefe do Departamento de Prótese da F.O.U.S.P, pelo respeito, incentivo.

Aos Professores **Pedro Tortamano Neto, Ivo Contin, Fernando da Cunha Ribeiro, José Antônio Lupi da Veiga, Cláudio Luiz Sendyk , Hideki Yoshida**, e a todos os professores do curso de pós graduação da área de concentração em prótese dentária, por todos os ensinamentos .

Ao Sr. **Pedro Yoshito Noritomi** da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, SP, Brasil pela grandiosa colaboração no desenvolvimento dos estudos com método dos elementos finitos.

Ao amigo Professor **Reinaldo Missaka** pelos bons momentos que passamos dentro e fora da Odontologia.

Aos meus colegas do Serviço de Oclusão e ATM da disciplina de Prótese Parcial Fixa (SOATM), estagiários, alunos e funcionários.

Às secretárias do Departamento de Prótese da FOUSP, **Coraci, Sandra, Val e Marlette**.

E a todos que direta ou indiretamente colaboraram para esse trabalho.

Muito Obrigado!

RESUMO

Nogueira JC. Instrumentos abrasivos diamantados e retentores intrarradiculares metálicos pré-fabricados com núcleo, para dentes unirradiculares com tratamento endodôntico: estudo com método dos elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

Reconstruções de dentes unirradiculares com tratamento endodôntico envolvem, muitas vezes, a instalação de um retentor intrarradicular. Vários tipos de retentores intrarradiculares fabricados com diferentes materiais são utilizados atualmente, dentre eles se destacam os metálicos fundidos e os pré-fabricados. A fragilidade da união entre os retentores intrarradiculares pré-fabricados e os materiais de preenchimento, assim como a forma pela qual as cargas oclusais se dissipam pelo remanescente dentário, são fatores importantes na durabilidade dessas restaurações. O método dos elementos finitos tem sido utilizado para estudar o efeito dessas cargas nos dentes. Utilizando programa de modelagem tridimensional Rhinoceros 4.0™ três modelos de retentores intrarradiculares metálicos pré-fabricados (RIRMPF) foram desenvolvidos variando seu formato na região de transição entre sua porção radicular e porção coronária na região de assentamento do RIRMPF sobre o remanescente dentinário da raiz. O primeiro com a superfície de assentamento perpendicular ao longo eixo do RIRMPF (AP); o segundo com a superfície de assentamento formando ângulo de 45 graus com o longo eixo do RIRMPF; e o terceiro com canaleta de assentamento (AC). As mesmas variações na porção cervical de cada sólido de simulação de dentina radicular foram feitas de tal maneira que cada RIMPF se assentasse perfeitamente sobre seu respectivo sólido de simulação de raiz. Os sólidos foram importados para o programa de MEF, FEMAP/NEiNASTRAN para então estabelecer as regiões de contato e definidas as propriedades dos materiais e gerar as malhas definitivas. As análises foram feitas em relação ao seu deslocamento total e tensões principais máximas para cargas axiais e oblíquas a 45° com intensidade de 10 N. Os maiores valores de deslocamentos foram encontrados na porção coronária dos RIRMPF para os três modelos estudados para ambas direções de cargas aplicadas, e o modelo com canaleta na superfície de assentamento apresentou os menores valores; o componente centrípeto de distribuição das tensões apareceu com mais intensidade na porção cervical do modelo com canaleta que também apresentou os menores resultados em relação a concentração de tensões nas paredes internas do conduto. Apresentou-se

o sistema de instrumentos abrasivos diamantados e RIRMPF para dentes unirradiculares. Pode-se concluir que os modelos com a presença de canaleta na superfície de assentamento mostraram comportamento mais favorável, em relação aos outros modelos estudados, nas simulações com método dos elementos finitos.

Palavras-chave: método dos elementos finitos, reforço radicular, núcleo metálico fundido, pino pré-fabricado.

ABSTRACT

Nogueira JC. Diamond burs and titanium post and core technique for endodontically treated single-rooted teeth: study with finite element method [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

The restoration of endodontic treated single-rooted teeth often involves post and core restorations. A great number of post and core made of different materials are used today, they stand out among the cast metal and prefabricated. The fragile union between prefabricated posts and core filling materials as well as the ways of occlusal loads dissipating on the remaining dental tissues, are important factors in the long term use of these restorations. Finite element method simulation has been used in last years for analysing the biomechanical performance of post-core restorations and have been interpreted in most of the studies using maximum principal stress criterion. Using finite element method, three different seat platform of titanium post and core (flat, 45° incline and grooved, AP, AA and AC respectively) were made in tridimensional software Rhinoceros 4.0™ and FEMAP/NEiNASTRAN. The values of its displacement were evaluated under axial and 45° 10N loads and have been interpreted using maximum principal stress criterion. The results showed the highest values of displacements in the core for the three models studied in both directions of loads, with grooved model showing the lowest, the centripetal distribution stress appeared with more intensity in the cervical portion of grooved model that also showed the lowest values in stress concentration on the inner walls of the radicular channel. With these results a system of diamond burs and titanium post and core for endodontically treated teeth had been propoused. It can be concluded that templates with the groove in seating surface showed favorable behavior by the others in all cases studied with the finite element method.

Keywords: finite element analysis, post and core techniques, biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Gráfico 5.1 - Valores máximos em nm dos deslocamentos totais sob cargas axiais para os três modelos de RIRMPF e para cada porção de sua parte coronária e porção cervical da raiz..... 51
- Gráfico 5.2 - Valores máximos em nm dos deslocamentos totais sob cargas laterais de 45° para os três modelos de RIRMPF, para cada porção de sua parte coronária e porção cervical da raiz54
- Gráfico 5.3 - Valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga axial para os três modelos de RIRMPF61
- Gráfico 5.4 - Valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga lateral para os três modelos de RIRMPF67

LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Modelos com as dimensões em mm dos RIRMPF posicionados sobre os modelos de raízes. Da esquerda para a direita com assentamento plano (AP), assentamento angulado (AA) e assentamento com canaleta (AC).31
- Figura 4.2 - Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com superfície de assentamento plana32
- Figura 4.3 - Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com superfície de assentamento plana.....33
- Figura 4.4 - Vista externa da malha definitiva do sólido do RIRMPF e do sólido de dentina com a superfície plana34
- Figura 4.5 - Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com 45 graus de inclinação na região de assentamento do RIRMPF35
- Figura 4.6 - Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com 45 graus de inclinação na região de assentamento com o sólido de dentina35
- Figura 4.7 - Vista externa da malha definitiva do sólido com o RIRMPF e do sólido de dentina com ângulo na superfície de assentamento de 45 graus.36
- Figura 4.8 - Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com a canaleta de assentamento na porção cervical36
- Figura 4.9 - Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com a canaleta de assentamento no sólido de dentina37
- Figura 4.10 - Vista externa da malha definitiva do sólido do RIRMPF e do sólido de dentina com a canaleta38
- Figura 4.11 - Direções das tensões nos modelos com o RIRMPF de dentina para cargas axiais (figura A) e laterais (figura B)39

Figura 4.12 - Perfil do instrumento abrasivo diamantado (IAD) em corte axial e vista externa	40
Figura 4.13- Desenho esquemático dos IAD, com as dimensões mm, para o grupo dos incisivos inferiores	43
Figura 4.14 - Vista em detalhe, com as dimensões em mm, da porção dos IADs onde se encontram a plataforma perpendicular a haste principal, sua aba inferior (responsável pela confecção da canaleta) e a parte ativa que vai trabalhar no interior do conduto radicular para o grupo dos incisivos inferiores	44
Figura 4.15 - Desenho esquemático dos RIRMPF para o grupo dos incisivos inferiores. O diâmetro da porção incisal não foi anotado pela enorme quantidade de variações em virtude do preparo funcional.....	46
Figura 5.1 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento plano e perpendicular ao seu eixo	48
Figura 5.2 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento a 45 ⁰ em relação ao seu eixo	49
Figura 5.3 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta	50
Figura 5.4 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento plano e perpendicular ao seu eixo	52
Figura 5.5 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento a 45 ⁰ em relação ao seu eixo.....	53
Figura 5.6 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta.... ..	54
Figura 5.7 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N.	57
Figura 5.8 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N.....	57

Figura 5.9 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N	58
Figura 5.10 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga axial.....	59
Figura 5.11 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N..	60
Figura 5.12 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N	60
Figura 5.13 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N e 45° de inclinação.	62
Figura 5.14 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N e 45° de inclinação.....	63
Figura 5.15 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N.....	64
Figura 5.16 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N.....	64
Figura 5.17 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga lateral de 10 N.....	65

Figura 5.18 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga lateral de 10 N. lateral de 10 N.66

Figura 6.1 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF. Detalhe das superfícies de assentamento planas próximas ao conduto e à parte periférica externa do preparo.....70

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Valores utilizados para o estudo	32
Quadro 4.2 - Médias das dimensões dos grupos de dentes segundo Ash Jr M e Nelson SJ, Della Serra e Vellini e Figun e Garino.....	41
Quadro 4.3- Valores em mm das medidas dos IAD para os grupos de dentes unirradiculares	45
Quadro 4.4- Valores em mm das medidas dos RIRMPF para os grupos de dentes unirradiculares.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AA	assentamento com ângulo
AC	assentamento com canaleta
AP	assentamento plano
IAD	instrumento abrasivo diamantado
MEF	método dos elementos finitos
mm	milímetro
MPa	mega Pascal
N	Newton
nm	nanômetro
RIR	retentor intrarradicular
RIRMPF	retentor intrarradicular metálico pré-fabricado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Conceitos fundamentais.....	17
2.2 Estudos mecânicos dos pinos diretos e indiretos.....	21
2.3 Trabalhos com o Método de Elementos Finitos.....	25
3 PROPOSIÇÃO	29
4 MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1 Método dos elementos finitos	30
4.2 Desenvolvimento dos IAD e RIRMPF.....	39
5 RESULTADOS.....	47
5.1 Deslocamento total.....	47
5.1.1 Deslocamento total para carregamento axial.....	47
5.1.2 Deslocamento total para cargas oblíquas.....	51
5.2 Concentração de tensões.....	55
5.2.1 Concentração de Tensões sob Cargas axiais.....	56
5.2.2 Concentração de Tensões sob Cargas oblíquas.....	61
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS.....	76

1 INTRODUÇÃO

À medida que os alimentos são mastigados, os contatos dentários os transformam em fragmentos cada vez menores que facilitam e otimizam o processo digestivo.

Durante a função mastigatória, são geradas cargas nas corticais ósseas mandibulares e maxilares, na articulação temporomandibular, nos tecidos periodontais e também nos dentes^{1,2}. As cargas funcionais axiais e horizontais nos tecidos dentários são responsáveis pela geração de tensões de compressão, tração e cisalhamento.

O dente hígido suporta muito bem tais cargas, dentes tratados endodonticamente necessitam procedimentos restauradores que restabeleçam suas características, aproximando-as das iniciais^{3,4}

A reconstrução de dentes que sofreram grandes perdas de estrutura coronárias e tratamento endodôntico envolve, na maioria das vezes, a instalação de um pino ou de um retentor intrarradicular metálico pré-fabricado^{5,6} (RIRMPF).

Muitos clínicos e especialistas enfatizam a importância desse tipo de dispositivo na proteção do remanescente coronário por seu papel na difusão para a porção radicular das tensões impostas, ou também na retenção do material restaurador coronário^{7,8,9}.

A literatura a respeito do assunto ainda é controversa e muitos pesquisadores alertam para o fato de que a instalação desse tipo de dispositivo não influencia positivamente na resistência do remanescente dental podendo, muitas vezes, até diminuí-la^{10,11}.

Apesar da controvérsia, é de comum acordo entre os clínicos e pesquisadores, que o pino é um importante recurso em alguns processos reabilitadores do órgão dental e que constantes estudos sobre o tema devem ser elaborados¹².

Muitos são os tipos e marcas comerciais de pinos e coronários disponíveis para uso atualmente^{13,14} sendo os individualizados fundidos metálicos os mais tradicionalmente utilizados⁶.

Dentre suas qualidades destacam-se a excelente adaptação ao remanescente (devido a individualização) bem como a possibilidade de serem fixados com cimentos convencionais ou cimentos resinosos associados a sistemas adesivos. Sua

confeção, porém, apresenta algumas desvantagens como a necessidade de uso de elemento provisório, gerando aumento de custos, do tempo de trabalho, bem como maior chance de ocorrência de contaminação na região apical, entre os intervalos do atendimento¹⁵.

Recentemente, existe apelo comercial intenso para o uso dos pinos pré-fabricados metálicos (ativos e passivos; cônicos ou cilíndricos) e não metálicos (rígidos ou flexíveis)¹⁴.

Esses retentores tornaram-se muito atrativos por sua facilidade de uso, baixo custo e rapidez em sua confecção. Entretanto apresentam desvantagens de acordo com o tipo de retenção; no caso de passivos, há pobre adaptação às paredes do remanescente dental, sendo o agente cimentante sua única forma de retenção, gerando sobrecarga sobre o cimento; no caso de ativos cilíndricos ou cônicos, há geração de tensões no remanescente dental; em pinos não metálicos e flexíveis, há menor resistência à cargas oclusais; em todos os tipos há fragilidade na união entre a porção do pino exposta na parte coronária, e o material de preenchimento^{16,17,18,19}.

A preocupação com o sucesso das reconstruções dentárias envolvendo pinos fica clara quando observa-se que, clinicamente, as falhas podem ser irreversíveis como as fraturas radiculares verticais que podem condenar o remanescente radicular à extração²⁰.

Esse tipo de fratura pode ter origem em pontos de concentração de tensões nas paredes internas da superfície radicular e podem ser induzidas pelo próprio pino durante os esforços mastigatórios²¹.

Para o estudo dos diferentes tipos de tensões destaca-se o método dos elementos finitos (MEF)^{22,23,24}.

Esse estudo, proposto inicialmente por Turner²⁵ et al, tem sua origem na área de engenharia e vem tornando-se muito importante na odontologia por possibilitar a simulação de tensões em modelos matemáticos bi ou tridimensionais em dentes e próteses dentárias²⁶, e permitir a representação de estruturas anatômicas complexas como osso alveolar, ligamento periodontal, dentina e esmalte.

O grande desafio dos pesquisadores, é o desenvolvimento de novos sistemas de pinos que possam oferecer as vantagens dos sistemas indiretos associadas às encontradas nos sistemas diretos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Conceitos fundamentais

De acordo com Shillingburg e Hobo⁶, as reconstruções de dentes unirradiculares submetidos a tratamento endodôntico devem ser avaliadas em relação à quantidade e à qualidade do remanescente de tecido coronário. Daí advém a indicação da restauração a ser feita, visando a máxima preservação de tecido dental coronário, fundamental para o sucesso da restauração^{3,4,27,28,29}.

Para Ross³⁰ e Halpern¹⁴, as perdas teciduais coronárias relativas ao acesso endodôntico, mesmo quando associadas a restaurações de classe III, não implicam na indicação de preparo para coroa total já que o tecido coronário remanescente ainda é capaz de suportar os esforços mastigatórios.

Para Goerig e Mueninghoff³¹, nem todos os dentes unirradiculares tratados endodonticamente necessitam de tratamento restaurador com pinos, núcleos e coroas totais. Além das perdas teciduais coronárias, fatores como a posição do dente no arco, a morfologia da raiz e a possibilidade de cobertura do remanescente oclusal com o material de preenchimento, devem ser considerados. Para os autores a quantidade de esforço oclusal a que o dente estará exposto é um critério importante na conduta clínica; dentes que servirão como suporte de uma prótese fixa ou removível podem ter tratamento diferente daqueles que receberão restaurações unitárias.

Kantor e Pines³², indicaram o uso de pinos metálicos para dentes despulpados e dentina coronária intacta. Segundo eles, essa utilização dobraria a resistência do dente a cargas laterais. Para dentes que necessitem de tratamentos protéticos complexos e possuam pouco remanescente dentinário na coroa, os autores sugerem utilização de liga de ouro para a confecção de pinos fundido. A utilização de pinos pré-fabricados com núcleo de preenchimento em resina composta foi sugerida para restaurações unitárias.

Perdas extensas de tecido coronário exigem preparos totais. A perda total de tecido será a somatória das perdas existentes e da redução axial necessária para o preparo. Esta perda é significativa mesmo com os novos desenhos de preparos

coronários, possíveis graças às cerâmicas livres de metal. Para Edelhoff e Sorensen³³, esses preparos geram de 25% a 50% menos remoção de tecido dental quando comparado àquela ocasionada pelos preparos para coroas totais metalocerâmicas convencionais.

Sorensen e Martinoff^{34,35}, avaliando dentes tratados endodonticamente e restaurados de várias formas observaram que dentes anteriores restaurados com pinos e coroas apresentaram mais falhas quando comparados aos restaurados com resina composta e sem a presença dos pinos. Os autores também observaram que dentes restaurados com pinos com comprimento do pino igual ou maior que o da coroa, possuíam índice de sucesso acima de 97%.

A idéia de não usar pinos nas reconstruções neste tipo de remanescente já fora apresentada por estudos anteriores como o de Guzy e Nicholls¹⁰. Ao compararem os valores das cargas de fratura de dentes unirradiculares tratados endodonticamente, e com pouca perda de estrutura dentária, não observaram diferenças com relação ao reforço no remanescente radicular com e sem o uso de pinos.

Para Gelfand³⁶ et al e Schwartz e Robbins⁹, grandes perdas de tecido podem deixar o remanescente coronário fragilizado a ponto de não ser capaz de suportar as cargas mastigatórias, exigindo o uso de núcleo metálico associado a pinos para promover retenção mecânica da coroa.

O remanescente radicular deve ser preparado de forma que promova condições para retenção mecânica apropriada do pino. Meira⁷ et al e Poiate⁸ et al, após avaliação sobre o comportamento de pinos por meio de estudos com o método dos elementos finitos (MEF), concluíram que o pino tem importante papel na dissipação das cargas oclusais no remanescente radicular. Poiate⁸ et al, afirmaram que 45° de inclinação de uma férula na região cervical do núcleo metálico é a angulação que mais protege o remanescente dentinário.

Para Morgano e Milot³⁷, Johnson JK e Sakumura³⁸ e Standlee³⁹ et al, o pino deve ocupar pelo menos 2/3 ou 3/4 do comprimento do canal radicular, no mínimo ou o mesmo comprimento da coroa dental. Segundo Sorensen e Martinoff³⁴, deve ocupar, no mínimo, a metade do comprimento da raiz que está inserida em tecido ósseo. Os autores concordam que qualquer desses padrões pode ser usado desde que permita a permanência de 4 a 5 mm de remanescente de guta percha no ápice radicular.

Mattison⁴⁰ et al, analisaram dentes extraídos com variados índices de remanescente de guta percha utilizando três métodos diferentes de remoção; instrumentos aquecidos, instrumentos mecânicos rotatórios e solvente químico. O método mecânico é o mais adequado para a remoção de guta percha no preparo para os pinos e um mínimo de 5mm de remanescente de guta percha no ápice deve ser respeitado. Kvist⁴¹ et al. e Peroz⁴² et al, acrescentaram ainda que respeitar o limite de 4 a 5 mm de guta percha apical é importante para evitar seu deslocamento e manter o selamento em uma região que apresenta grande número de canais acessórios.

Shillingburg e Hobo⁶, sugeriram diretrizes gerais para o diâmetro final dos pinos na região cervical para cada grupo de dentes, para os autores, o diâmetro máximo para o pino utilizado no grupo dos incisivos centrais superiores é de 1,5 mm, para os incisivos laterais superiores :1,3 mm; caninos superiores: 1,5 mm; segundo pré-molar superior: 1,1mm; incisivos inferiores: 0,7mm; caninos e pré-molares inferiores: 1,3 mm. Os autores acrescentam ainda que, de forma geral, o diâmetro dos pino não deve ultrapassar 1/3 do diâmetro da raiz em toda sua extensão e deve haver espessura mínima de 1,0 mm de dentina em torno de toda extensão do pino.

Sorensen e Engelman⁴³, avaliaram a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente com diferentes desenhos de ferulização para o núcleo metálico e para as coroas artificiais. Para melhorar a forma de resistência das raízes, a ferulização proporcionada pelo preparo coronário paralelo na região do ombro foi mais importante do que o contra bisel na parte coronária do núcleo metálico. Os autores também encontraram aumento dos valores de resistência à fratura quando 1 mm de dentina coronária remanescente era mantida acima do ombro do preparo.

Assif³ et al, avaliaram o efeito do desenho do pino na resistência à fratura de raízes de pré-molares restaurados com coroas metálicas e concluíram que o desenho do pino não influenciou na resistência à fratura em dentes com o mínimo de 2 mm de remanescente coronário sadio. Eles concluíram também que o sistema de pino selecionado deve ser aquele que preserva o máximo possível de estrutura dental coronária.

Isidor⁴⁴ et al, avaliaram a influência do comprimento de pinos de titânio pré-fabricado e da férula obtida por coroas metálicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco na resistência à fratura em raízes de dentes bovinos. Observaram que o aumento da altura da férula da coroa foi mais importante no aumento dos valores de resistência à fratura do que o aumento do comprimento do pino.

Cohen⁴⁵ et al estudando a resistência às forças de torção de dois tipos diferentes de pinos passivos de titânio cimentados com sistemas adesivos diferentes comparados com a cimentação com cimento de fosfato de zinco concluíram que não houve diferença nos valores de resistência a torção entre os dois tipos de pinos estudados nem entre a cimentação adesiva e aquela com cimento de fosfato de zinco.

Outro estudo comparando o comportamento dos dois tipos de cimentação foi feito por Shiozawa⁴⁶ et al . Os autores compararam resistência à tração desses dois tipos de cimentação em pinos metálicos fundidos e pré-fabricados de titânio e de aço. Os autores observaram que os pinos cimentados com cimento de fosfato de zinco apresentavam valores significativamente maiores em relação aos cimentados com cimento resinoso. Para eles, tais resultados seriam devidos à justeza original dos retentores às paredes do preparo antes da cimentação e às suas irregularidades que, mesmo não intencionais, poderiam incrementar sua retenção. O cimento de fosfato de zinco apesar de não possuir como propriedade inerente a adesividade às estruturas dentárias, às metálicas ou às cerâmicas, acaba proporcionando retenção devida ao imbricamento micromecânico nas rugosidades das peças cimentadas⁴⁷.

Pilo⁴⁸ et al. avaliaram a resistência e o padrão de fratura de dentes restaurados com coroas totais, quando submetidos a cargas oblíquas utilizando pinos metálicos com diferentes graus de rigidez e variado preenchimento de núcleo coronário, não encontrando diferenças significativas nos dois parâmetros. Concluíram que a rigidez do pino não afetou a resistência à compressão de dentes restaurados com coroas totais e 2mm de remanescente coronário. O pino com núcleo coronário preenchido com resina apresentou fratura radicular reparável na região cervical, porém apresentou os menores valores médios de carga associados ao deslocamento da coroa, do pino e do núcleo coronário.

Arunpraditkul⁴⁹ et al estudaram a importância da presença de remanescente dental coronário no perímetro do pino para a resistência à fratura a cargas aplicadas a 45° em relação ao longo eixo dos dentes. Observaram maiores valores de resistência nos dentes que possuíam quatro paredes remanescentes em torno do pino, comparados àqueles nos quais apenas três paredes permaneciam. Os autores ainda afirmaram que o local onde houve a perda da parede coronária, faces vestibular, distal, mesial ou lingual, não influenciou os valores obtidos.

2.2 Estudos mecânicos dos pinos diretos e indiretos.

Goerig e Mueninghoff³¹ observaram que os pinos fundidos, em relação aos pré-fabricados, possuem melhor adaptação nas paredes do conduto, por serem individualizados e sua retenção não depender apenas dos agentes de cimentação. Para os autores, o desenho do pino deveria ser feito de maneira que promovesse proteção ao remanescente radicular por meio do uso de assentamento oclusal positivo, contra bisel e ferulização pela infra estrutura metálica. Segundo eles, esses fatores contribuiriam para melhor distribuição das cargas oclusais pela superfície radicular.

Sirimai⁵⁰ et al, afirmaram que os pinos são utilizados para a obtenção de retenção e resistência nos preparos para coroas totais pois os retentores convencionais podem aumentar o potencial de fratura radicular. Ao compararem a resistência à fratura radicular vertical a diferentes sistemas de pinos, observaram que, após aplicação de cargas oblíquas, os retentores pré-fabricados não metálicos apresentaram altos índices de falhas internas em relação aos convencionais fundidos e pré-fabricados de titânio. Os autores concluíram que fibras de polietileno combinadas com resina composta, sem a presença de pinos pré-fabricados acarretam menos fraturas radiculares, porém com menor média de carga de fratura. Retentores de menores diâmetros de resina composta combinados com fibras de polietileno aumentaram sua resistência; dentre todos os sistemas estudados, os retentores convencionais metálicos fundidos foram os mais resistentes.

Torbjorner e Fransson⁵¹ observaram que 7% a 15% das próteses fixas analisadas falharam após três anos. Os dois principais fatores que contribuíram para essas falhas foram: primeiramente manutenção de paredes laterais muito delgadas bem como raízes fragilizadas, incapazes de suportar a tensão dos ciclos mastigatórios, fraturando-se; outro fator foi a reduzida superfície de retenção, que resultou em altos níveis de tensão no agente cimentante. Os autores concluíram que a confecção de próteses com desenhos oclusais mais favoráveis é mais importante para a durabilidade do que o tipo de pino usado.

Hedlund¹⁶ et al avaliaram a retenção de pinos de diferentes materiais e os compararam com retentores metálicos individualizados fundidos e cimentados com cimento de fosfato de zinco. Quando retentores de óxido de zircônia foram utilizados

com cimentos resinosos, a força de união entre a superfície cerâmica e o cimento resinoso era aparentemente fraca. Os autores concluíram que a investigação de um método para aumentar a capacidade de união entre os dois materiais se faz necessária.

A revisão da literatura de trabalhos compreendidos ente 1984 a 2003 realizada por Fokkinga⁵² et al comparou diferentes valores de carga e modos de fratura *in vitro* de sistemas de pinos de resina composta reforçados por fibra, sistemas metálicos pré fabricados, individualizados metálicos fundidos e cerâmicos. O levantamento mostrou que os pinos individualizados fundidos possuíam valores de cargas de fratura maiores em relação aos sistemas pré-fabricados de resina composta reforçados por fibras, enquanto os retentores cerâmicos possuíam valores de cargas de fraturas menores. Com relação às falhas com condições de reparo, as melhores condições foram observadas, de maneira significativa, nos sistemas de retentores pré-fabricados de resina composta reforçada por fibras. Os autores concluíram que a variável “sistema de retenção” tem um efeito significativo nas médias dos valores de cargas de fratura e os sistemas de retenção de resina composta reforçada com fibras fraturam-se com melhores condições de reparo do que todos os outros sistemas pré fabricados.

Schmage⁴⁷ et al compararam a micro fenda existente entre a parede de dentina e a superfície de pinos em incisivos preparados com instrumento rotatório específico a cada tamanho de retentor . Foram feitas cimentações com cimento de fosfato de zinco em metade das amostras e na outra metade nenhum cimento foi usado. Após o preparo histológico o espaço de cimentação foi medido e analisado em microscópio antes e depois da cimentação. Os autores concluíram que a correspondência na forma entre as brocas de preparo e os retentores mostrou diferenças e as fendas mais consistentes na porção coronária, média e apical foi obtida com o sistema de retentores Erlangen post system[®].

Nagase⁵³ et al estudaram da força de retenção de pinos de resina composta reforçados por fibra construídos por técnica direta ou direta-indireta cimentados em dentes unirradiculares com cimento resinoso. A força de retenção e as áreas de fratura foram examinadas e observou-se que tanto a força de retenção quanto as áreas de fratura, dependiam da técnica de fabricação e dos cimentos resinosos utilizados. Os pinos fabricados pela técnica direta-indireta possuíam mais forças de retenção do que aqueles fabricados pela técnica direta. As fraturas foram, em sua maioria, observadas na área de adesão entre resina e dentina, causadas por mistura

de falhas entre a camada adesiva e as porções internas do agente cimentante. Os autores concluíram que havendo a necessidade de confecção de retentor intrarradicular e coronário em dentes tratados endodonticamente, a técnica direta-indireta é mais efetiva do que a técnica direta com relação às forças de retenção dos pinos de resina composta reforçados por fibra.

Pereira¹⁸ et al compararam a resistência à fratura de dentes com diferentes tipos de pinos, diferentes núcleos coronários, com variada quantidade de remanescente na porção coronária e restaurados com coroas totais metálicas cimentadas com cimento resinoso. Cargas oblíquas de 45° foram aplicadas na porção coronária das coroas até a ocorrência da fratura. Observaram que uma maior quantidade de remanescente dentinário na porção coronária aumentava significativamente a resistência à fratura desses dentes. O grupo com pino metálico e núcleo coronário de resina composta apresentou falhas na cimentação da coroa antes que ocorresse a fratura da raiz, e o grupo restaurado com pinos e núcleo metálico apresentou os maiores valores de resistência à fraturas, porém, seus valores máximos, eram acompanhados de fraturas radiculares.

Jung⁵⁴ et al acompanharam no decorrer de 5 a 10 anos, dentes restaurados com coroas totais sobre RIRMPF e de resina. Observaram sobrevida de 90,2% dos dentes com retentores metálicos e 93,5% dos que possuíam pinos de resina. Foram observados também outras complicações tais como; fraturas radiculares, aumento de mobilidade dentária, cáries, áreas radiolúcidas periapicais e perda de retenção. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os dois tipos de retentores, tanto nos casos de sucesso quanto nos de insucesso a longo prazo. Eles concluíram que para o período de tempo estudado, os pinos fundidos e os de resina mostraram valores semelhantes. Importante ressaltar que os resultados foram obtidos com o predomínio da utilização de pinos metálicos fundidos em região de incisivos e caninos, em região de molares, predominou a utilização de PINOS diretos de resina.

Rodrigues-Cervantes⁵⁵ et al testaram o comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente frente ao diâmetro e ao comprimento de pinos de fibra de vidro e de aço. Valores menores de cargas de fraturas foram observados à medida que o diâmetro dos pinos aumentava. Entretanto, o desempenho biomecânico dos dentes não foi significativamente afetado pelo comprimento dos pinos de ambos os sistemas nem pelo diâmetro dos pinos de fibra de vidro. Ao analisar o desempenho

usando MEF observaram que a distribuição de tensão prevista para os modelos desenvolvidos, corroborou os achados.

Fokkinga⁵⁶ et al fizeram o acompanhamento, durante 17 anos, de dentes tratados endodonticamente. Os tratamentos foram realizados por operadores diferentes e os dentes foram restaurados com a utilização de retentores coronários de resina composta direta com e sem a presença de pinos. As restaurações consistiam no uso de pino pré fabricados metálicos, retentores coronários de resina ou reconstruções totais com resina sem a presença do retentor metálico e sem coroa como cobertura. Após 17 anos, foi observado o deslocamento dos pinos em $53\% \pm 14\%$ dos dentes restaurados com coroa total. Falhas tais como cáries, fraturas, problemas periodontais e periapicais foram observadas em $79\% \pm 11\%$ dos remanescentes dentários, distribuídas de maneira homogênea entre os grupos. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas na durabilidade entre as diferentes resinas usadas na restauração coronária e radicular de dentes tratados endodonticamente, com ou sem presença de pinos metálicos.

Maclaren⁵⁷ et al compararam a resistência e o modo de fratura após aplicação de cargas axiais até ocorrência de falha mecânica. Os testes foram realizados em dentes unirradiculares tratados endodonticamente e restaurados com sistemas de pinos de fibra de vidro ou de aço com dois comprimentos diferentes. Observaram altos valores para cargas de fratura para os dentes restaurados com pinos de aço com maior comprimento. Para todos os tipos de pinos o modo de fratura inicial foi o deslocamento e os que os que apresentavam comprimentos maiores foram mais difíceis de se deslocarem. Os autores concluíram que o alto valor do módulo de elasticidade dos pinos metálicos, em relação aos não metálicos, explica o motivo deles apresentarem valores maiores de cargas iniciais e finais de ruptura e também o fato de ocorrerem fraturas de raízes apenas nesses grupos.

Makade⁵⁸ et al, compararam a resistência à fratura por cargas oblíquas em dentes unirradiculares restaurados com diferentes sistemas de pinos e núcleos coronários. Foram observados menores valores para as amostras restauradas sem pinos, maiores valores para os restaurados com pinos de aço e núcleo coronário em resina enquanto os pinos de fibra de vidro tiveram fraturas mais próximas ao terço cervical da raiz em locais com condições mais favoráveis para o retratamento. Concluíram que o reforço com pinos é necessário, sendo os de fibra de vidro os de primeira escolha, possuindo o fator estético a seu favor.

2.3 Trabalhos com o Método de Elementos Finitos

Cailleteau⁵⁹ et al compararam a tensão no interior dos canais radiculares de dentes hígidos, tratados endodonticamente e restaurados com pinos de aço, preenchimento coronário com amálgama e coroa total metálica submetidos a cargas de compressão perpendiculares na face palatina. Observaram que a instalação do pino resulta na distribuição desuniforme da tensão e alteração em seu padrão, fazendo com que tal tensão se concentre em suas regiões mais apicais.

Mori¹ et al estudaram como as tensões se distribuem em pré-molares hígidos ou restaurados com coroa metalocerâmica e com pinos fundidos submetidos a cargas axiais. Foi observado maior acúmulo de tensões de von Mises na interface núcleo/pino, na parede do conduto radicular, na região apical, no osso esponjoso e dos dentes restaurados. Os autores concluíram que esse fato ocorreu devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

Zarone⁶⁰ et al mostraram em modelos de incisivos centrais superiores, a importância da utilização de materiais com propriedades mecânicas próximas às do tecido dentário, na construção de núcleos e pinos. Essa condição faria com que as cargas fossem distribuídas pela raiz, de maneira mais parecida com o que ocorre no dente natural. Os autores também concluíram que o tratamento endodôntico e restauração com pinos e núcleos sob corôa de cerâmica aumenta a concentração de tensões na interface dentina/cimento/pino e diminui a concentração de tensões na dentina radicular.

Eraslan⁶¹ et al compararam o efeito do travamento a diferentes profundidades na distribuição da tensão na dentina e no complexo dente restauração usando MEF. Eles prepararam modelos simulando incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com coroas totais. Os modelos variaram de acordo com a profundidade de ancoragem cervical, desde nenhuma ancoragem até 2 mm de ancoragem e pinos com diferentes módulos de elasticidade. Em seguida, foi aplicada carga oclusal oblíqua de 300 N na superfície palatina da coroa. As diferenças nas características de transferência de tensão foram analisadas e a tensão máxima ficou concentrada nas áreas de aplicação das cargas. Foram observados menores valores

de tensão no uso de 2 mm de ancoragem em relação aos encontrados em amostras sem ancoragem alguma, tanto para os retentores de fibra de vidro quanto para os retentores de óxido de zircônia. Concluíram que o uso de ancoragem em dentes restaurados com retentores radiculares e coronários reduziram os valores de tensão no complexo dente restauração e que os níveis de tensão observados nos retentores de óxido de zircônia e na parede de dentina ao redor destes foram maiores do que os encontrados nos outros sistemas.

Okamoto⁶² et al analisaram, a distribuição da tensão em raízes com paredes fragilizadas submetidas a cargas oblíquas. Foram realizados núcleos de resina composta e pinos de fibra de vários diâmetros, os quais foram comparados com pinos e coronário metálicos. Observaram maiores valores de tensão de von Mises na parte interna da parede proximal na região cervical para os pinos de fibra independentemente do diâmetro enquanto para o modelo de pinos metálicos as tensões se concentraram na dentina radicular na região apical do retentor. Também observaram valores máximos de tensão de von Mises na dentina radicular com o uso de pinos de fibra, os quais conforme o aumento do diâmetro do pino proporcionalmente reduziam-se.

Poiate⁸ et al avaliaram a influência de variações no formato da férula em núcleo estojado sobre as tensões desenvolvidas na raiz. Foram confeccionados seis modelos com variado tamanho do espelho (1/3 e 2/3 da espessura da parede radicular) e da altura do bisel (1 e 2 mm). Os modelos foram restaurados com pinos metálico e coroa metalocerâmica e cimentados com cimento de fosfato de zinco. Após aplicação de carga os autores observaram que os melhores resultados foram obtidos pelo modelo com 1/3 de espessura de parede radicular associado à bisel de 2mm. Esse modelo possuiu as melhores condições de minimizar as tensões de tração na dentina radicular cervical e na dentina radicular próxima ao ligamento periodontal. Os autores concluíram que a férula é imprescindível para a melhor será essa distribuição da tensão na dentina radicular sobre o espelho e quanto mais alta esta for, melhor. Acrescentam ainda que a inclinação de 45° resulta em efeito protetor mais eficiente para a dentina da região cervical do remanescente.

Santos⁶³ et al compararam a distribuição da tensão de compressão em dentes com canais ovais ou circulares restaurados com pinos de diferentes módulos de elasticidade, secção transversal circular ou oval, aderidos ou não aderidos à parede radicular. Após aplicação de cargas oblíquas de 300 N a 45°, os resultados

mostraram que o menor diâmetro mésio distal dessas raízes não foi o único nem o principal fator de fratura radicular vertical, e que fatores como a curvatura e a dificuldade de uso de pinos no comprimento recomendado (2/3 do comprimento da raiz) foram mais importantes. Além disso, observaram que o risco de fratura radicular para qualquer formato de pino e raiz é maior quando ocorre falha na união entre pino e superfície radicular.

Meira⁷ et al estudaram a hipótese de o módulo de elasticidade do pino influenciar a concentração de tensão na dentina dependendo da direção da carga aplicada. Diferentes pinos cônicos foram utilizados com diferentes módulos de elasticidade submetidos a cargas axiais a 45° e a 90° em relação ao longo eixo do pinos. Os autores avaliaram a tensão principal máxima em modelos 3D de incisivo central, foram observados altos valores de tensão com a tendência de afastar as paredes internas da raiz na região apical dos pinos mais rígidos quando cargas axiais foram efetuadas. No caso de cargas oblíquas, há a tendência de concentração de tensões na região cervical, nesses casos os pinos mais rígidos tiveram comportamento mais favorável. Os autores alertam sobre a importância da posição do dente no arco, já que incisivos e caninos estão mais sujeitos a cargas oblíquas e pinos rígidos parecem ser a escolha mais apropriada. Más oclusões e hábitos parafuncionais também são fatores importantes no momento da decisão sobre qual sistema de pinos utilizar.

Vasconcelos⁶⁴ et al fizeram análise biomecânica em diferentes modelos de próteses parciais fixas suportadas por pinos, com método dos elementos finitos, aplicando cargas de 100 N em 17 pontos diferentes. Em todos os modelos, as maiores concentrações de tensões localizaram-se no interior dos pinos e na região médio-inferior dos conectores. Os autores concluíram que o maior o módulo de elasticidade do material do pino implica em maior de tensões, as quais diminuem em direção à dentina.

Mezzomo¹⁷ et al mostraram modelos de incisivos centrais superiores restaurados com pinos metálicos, de fibra e cimentados com cimento resinoso, e observaram que, para todos os sistemas utilizados, o padrão de distribuição de tensões sobre os modelos de dentes tratados endodonticamente foi semelhante, ao modelo de dente hígido. Foram observadas maiores concentrações de estresse na região cervical com a aplicação de cargas oblíquas, e menores valores de tensão de von Mises na dentina radicular para retentores confeccionados em liga áurica. Uma

camada fina de cimento concentrou a tensão em seu interior enquanto uma camada mais espessa dissipou as cargas pela dentina radicular.

Garhnayak⁶⁵ et al compararam os padrões de distribuição da tensão entre pinos de titânio com núcleo de resina composta, de níquel cromo e de resina reforçada por fibra, com formatos cônicos e cilíndricos e com ou sem a presença de férula na porção cervical. Após simulação da aplicação de cargas axiais, a 45° e de cargas horizontais, os autores observaram que a ferulização e o formato cônico ou cilíndrico foram importantes para os pinos de fibra, mas não fizeram diferença no caso dos pinos metálicos. Os pinos metálicos apresentaram os maiores valores de tensão no seu interior e os menores na dentina circundante e para todos os sistemas utilizados a presença da férula aumentou os níveis de tensão na porção cervical do remanescente dentinário.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo analisar a distribuição das tensões principais máximas no remanescente dentário pelo método dos elementos finitos (MEF) para cargas axiais e oblíquas geradas sobre três desenhos diferentes de RIRMPF.

Apresentar as dimensões de um sistema de instrumento abrasivo diamantado (IAD) e retentor intrarradicular metálico pré-fabricado (RIRMPF) com nova geometria de assentamento na região cervical.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Com a finalidade de analisar as tensões geradas pelo retentor intrarradicular metálico com núcleo (RIRMPF) sobre o remanescente dentinário coronário e radicular desenvolveu-se o estudo usando método dos elementos finitos (MEF).

Utilizando-se o programa de modelagem tridimensional Rhinoceros 4.0™ três modelos de RIRMPF foram desenvolvidos variando seu formato na região de transição entre sua porção radicular e sua porção coronária, exatamente na região de assentamento do RIRMPF sobre o remanescente dentinário da raiz.

O primeiro modelo foi gerado com a superfície de assentamento perpendicular ao longo eixo do RIRMPF formando uma superfície plana (AP) ; o segundo modelo foi gerado com a superfície de assentamento formando ângulo de 45 graus com o longo eixo do RIRMPF formando uma superfície inclinada (AA) e o terceiro modelo foi gerado com canaleta de assentamento (AC). Em conjunto com a variação de cada RIRMPF foram feitas também as mesmas variações na porção cervical de cada sólido de simulação de dentina radicular de tal maneira que cada RIRMPF se assentasse perfeitamente sobre seu respectivo sólido de simulação de raiz (figura 4.1).

Figura 4.1 – Modelos com as dimensões em mm dos RIRMPF posicionados sobre os modelos de raízes. Da esquerda para a direita com assentamento plano (AP), assentamento angulado (AA) e assentamento com canaleta (AC).

Após modelagem os sólidos foram importados para o programa de MEF, FEMAP/NEiNASTRAN para se estabelecerem as regiões de contato e definidas as propriedades dos materiais de acordo com os valores de seus respectivos Módulos de Elasticidade e Coeficiente de Poisson (Quadro 4.1).

Estrutura	Módulo de Elasticidade em GPa	Coefficiente de Poisson
Titânio grau 5	116	0,32
Dentina	18,6	0,31

Quadro 4.1 - Valores utilizados para o estudo

De forma a limitar a área de estudo, foi feito o engastamento da parte externa do sólido que representa a dentina radicular, as malhas foram geradas com controle de malhas. Durante esse procedimento, foi dado maior detalhamento às regiões das malhas em que se esperavam maiores concentrações de tensões, no intuito de melhorar as condições de obtenção das imagens.

Após esse processo, foram geradas as malhas definitivas como apresentadas nas figuras 4.2 a 4.10.

Figura 4.2 – Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com superfície de assentamento plana

Figura. 4.3 – Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com superfície de assentamento plana

Figura. 4.4 – Vista externa da malha definitiva do sólido do RIRMPF e do sólido de dentina com a superfície plana

Figura 4.5 – Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com 45 graus de inclinação na região de assentamento do RIRMPF

Figura 4.6 – Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com 45 graus de inclinação na região de assentamento com o sólido de dentina

Figura 4.7 – Vista externa da malha definitiva do sólido com o RIRMPF e do sólido de dentina com ângulo na superfície de assentamento de 45 graus

Figura 4.8– Vista superior da malha definitiva do sólido de dentina com a canaleta de assentamento na porção cervical

Fig. 4.9 – Vista inferior da malha definitiva do sólido do RIRMPF com a canaleta de assentamento no sólido de dentina

Fig. 4.10 – Vista externa da malha definitiva do sólido com o RIRMPF e do sólido de dentina com a canaleta

Em seguida os três modelos com as malhas definitivas dos RIRMPF posicionados sobre as raízes, passaram pelo processo de carregamento onde foram aplicadas cargas axiais e laterais de 45 graus com 10 N de intensidade na parte superior do pino.

Fig. 4.11 – Direções das tensões nos modelos com o RIRMPF de dentina para cargas axiais (figura A) e laterais (figura B) .

4.2 Desenvolvimento dos IAD e RIRMPF

O Instrumento Abrasivo Diamantado (IAD) tronco-cônico e o RIRMPF foram desenvolvidos apenas para o modelo com canaleta, por apresentarem os resultados mais favoráveis de acordo com o estudo pelo MEF como apresentado na figura 4.10. O IAD, que foi concebido para ser usado em baixa rotação com refrigeração, é um instrumento capaz de preparar o conduto radicular do dente tratado endodonticamente, possuindo uma região cortante em V, para confeccionar sulcos na dentina coronária remanescente e produzir uma canaleta na plataforma de assentamento para o RIRMPF.

Figura 4.12 - Perfil do instrumento abrasivo diamantado (IAD) em corte axial e vista externa

O IAD tronco-cônico confeccionado em aço cirúrgico apresenta forma e dimensões compatíveis com aquelas do conduto, da dentina radicular e do remanescente coronário na região cervical. As dimensões de cada grupo de IAD e RIRMPF foram desenvolvidas para suprirem as necessidades particulares de cada grupo de dentes unirradiculares.

As dimensões foram definidas para cada grupo de dentes de acordo com suas dimensões anatômicas (Quadro 4.2). Dessa forma teremos um grupo de IAD e RIRMPF para incisivos inferiores, incisivos superiores, caninos (superiores e inferiores), e segundo pré molares (superiores e inferiores).

Superiores

	Comp.Coroa	Comp.Raiz	M/D Coroa	V/P Coroa	M/D Cervical	V/P Cervical
Incisivos						
Centrais	10,4	12,5	8,7	7	6,8	6,3
Incisivos						
Laterais	9	13	6,6	6,1	4,9	5,9
Caninos	9,9	16,9	7,8	7,9	5,5	7,3
2º Pré-Molares	8,0	14	6,8	8,9	5,1	8,2

Inferiores

	Comp.Coroa	Comp.Raiz	M/D Coroa	V/P Coroa	M/D Cervical	V/P Cervical
Incisivos						
Centrais	8,7	12,1	5,3	6	3,5	5,4
Incisivos						
Laterais	9,4	13	5,8	6,5	4,2	5,9
Caninos	10,5	15,6	7	7,8	5,4	7,3
1 Pré						
Molares	8	14	6,9	6,8	4,9	6,7
2 Pré						
Molares	8	14,5	7,2	8	5	7,5

Quadro 4.2 - Médias das dimensões dos grupos de dentes segundo Ash Jr e Nelson⁶⁶, Della Serra e Vellini⁶⁷ e Figun e Garino⁶⁸

Para a definição do comprimento final da haste principal de cada grupo de instrumentos, foram considerados os 12 mm ocupados pelo encaixe do contra ângulo e a esta medida acrescentou-se a média do comprimento das coroas dos dentes vizinhos ao do grupo em questão, em seguida foram acrescentadas as medidas das partes ativas coronárias e radiculares de cada instrumento.

A porção radicular e a superfície de assentamento de cada RIRMPF seguem a mesma medida da parte ativa da porção radicular e coronária do seu respectivo IAD.

Os IAD para o grupo os incisivos centrais inferiores têm a haste principal com 23 mm, sendo que 12mm são ocupados pelo encaixe no contra ângulo e há espaço livre de trabalho de 11mm. Pois o instrumento deve trabalhar no interior de um conduto radicular com 1 ou 2 mm de dentina coronária remanescente em sua porção cervical e pode se localizar entre coroas dentais com alturas médias de 10,4 mm.

A plataforma perpendicular à haste principal oferece diâmetro de 3mm possibilitando a confecção do sulco de travamento na superfície de dentina coronária como apresentado em detalhe na figura 4.12. Sua aba inferior responsável pela confecção do sulco de travamento na superfície de assentamento, tem sua superfície ativa plana dividida por um plano inclinado com 15⁰ de inclinação em relação ao eixo axial com presença de partículas abrasivas que se estendem até 1mm pela sua superfície externa.

A parte ativa com 1mm de diâmetro que vai trabalhar no interior do conduto radicular apresenta, nos seus dois primeiros milímetros próximos à superfície inferior da plataforma horizontal, perfil paralelo e sem partículas abrasivas. A partir desses dois milímetros e até o seu final, apresenta perfil tronco cônico e superfície ativa com partículas abrasivas convergindo em direção à porção apical com 3 graus de angulação de cada lado, perfazendo conicidade de 6 graus. Essa parte é apresentada em duas opções para uso, uma com 8 mm e outra com 9 mm de comprimento, pois o comprimento médio das raízes desse grupo de dentes é de 12,8mm e desta maneira mantém-se 4m de remanescente de material obturador endodôntico. Como pode ser observado na figura 4.13.

Figura 4.13 - Desenho esquemático dos IAD, com as dimensões mm, para o grupo dos incisivos inferiores

Figura 4.14 - Vista em detalhe, com as dimensões em mm, da porção dos IADs onde se encontram a plataforma perpendicular a haste principal, sua aba inferior (responsável pela confecção da canaleta) e a parte ativa que vai trabalhar no interior do conduto radicular para o grupo dos incisivos inferiores

A geometria do IAD para os outros grupos se mantém a mesma, variando apenas os valores das medidas. O quadro 4.3 mostra os valores das medidas para todos os grupos de dentes unirradiculares.

distância	Incisivos inferiores	Caninos	Incisivos centrais superiores	Incisivos laterais superiores	Pré-molares
A	23.0	22.0	23,0	23,0	22,0
B	2,3	2,3	2,3	2,3	2,3
C	3,0	4,5	5,0	3,5	4,5
D	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
E	0,35	1,10	1,35	0,60	1,10
F	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
G	0,35	0,55	0,55	0,35	0,55
H	1,0	2,0	2,0	1,5	2,0
I	0,38	0,43	0,68	0,38	0,43
J	8,0 e 9,0	11,0 e 13,0	9,0	10,0	11,0
K	0,43	1,14 e 0,95	1,33	0,74	1,14

Quadro 4.3 - Valores em mm das medidas dos IAD para os grupos de dentes unirradiculares

Os RIRMPF oferecidos para esse grupo de dentes possuem sua parte radicular com 8 ou 9 mm de comprimento, ou seja, as mesmas dimensões da parte ativa intrarradicular do IAD como mostrado na figura 4.13.

Na porção coronária, em direção à porção incisal os RIRMPF apresentam 6 graus de conicidade e 7 mm de comprimento com a possibilidade de ser desgastado com IAD em alta rotação para obtenção de preparo coronário funcional. O quadro 4.4 mostra os valores das medidas, em mm, para todos os grupos de dentes unirradiculares.

Figura 4.15 - Desenho esquemático dos RIRMPF para o grupo dos incisivos inferiores. O diâmetro da porção incisal não foi anotado pela enorme quantidade de variações em virtude do preparo funcional

distância	Incisivos inferiores	Caninos	Incisivos centrais superiores	Incisivos laterais superiores	Pré-molares
A	7,0	7,0	7,0	6,0	7,0
B	3,0	4,5	5,0	3,5	4,5
C	1,0	2,0	2,0	1,5	2,0
D	8,0 e 9,0	11,0 e 13,0	9,0	10,0	11,0
E	0,33 e 0,43	1,14 e 0,95	1,33	0,74	1,14
F	0,38	0,43	0,68	0,38	0,43
G	0,35	0,55	0,55	0,35	0,55

Quadro 4.4 - Valores em mm das medidas dos RIRMPF para os grupos de dentes unirradiculares

5 RESULTADOS

Após os três modelos, com as malhas definitivas dos pinos posicionados sobre as raízes, passarem pelo processo de carregamento e cargas axiais e laterais de 45° com 10 N de intensidade serem aplicadas na parte superior do pino, foram observados os seguintes resultados para o deslocamento e para as tensões principais máximas.

5.1 Deslocamento Total

A análise do deslocamento total mostra quanto os sólidos se deslocaram, em nanômetros, no momento da aplicação da carga de 10 N. Foram aplicadas cargas axiais e laterais com angulação de 45° em relação ao longo eixo do RIRMPF, os valores do deslocamento para cada sólido estão representados na escala de cores presente em cada figura.

5.1.1 Deslocamento total para carregamento axial

A figura 5.1 representa o deslocamento total após carregamento axial sofrido pelo RIRMPF e pela porção cervical da raiz no momento da aplicação da carga axial de 10N.

A coloração vermelha e amarela presente, indica que houve maior deslocamento no terço superior da porção coronária do RIRMPF com valores na faixa de 25 a 32 nm. No terço médio da porção coronária nota-se a coloração verde, com valores de deslocamento compreendidos entre 15 e 24 nm, no terço cervical do

RIRMPF juntamente com a superfície de assentamento e porção cervical da raiz nota-se pela coloração azul, que o valor de deslocamento total está compreendido entre 6 e 14 nm.

Na figura 5.1 também podem ser relacionados valores decrescentes de deslocamento total direcionadas ao ápice conforme ocorre em determinadas áreas da raiz, à medida que a raiz é observada em direção ao ápice, tendendo a zero. Outra observação importante é que na porção cervical da raiz os deslocamentos totais se concentraram nas regiões sob o RIRMPF e nas suas proximidades.

Figura 5.1 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento plano e perpendicular ao seu eixo

A figura 5.2 representa o deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento a 45° em relação ao seu eixo.

A coloração vermelha e amarela, encontraram-se posicionadas desde o ápice coronário até aproximadamente 2/3 da parte coronária do RIRMPF e os maiores valores de deslocamento se compreenderam na faixa entre 60 e 79 nm. No terço cervical do RIRMPF, juntamente com a superfície de assentamento e a porção cervical da raiz, a coloração verde presente nos remete a valores de deslocamento totais compreendidos na faixa entre 37 e 59 nm. Apenas abaixo da região cervical da raiz valores de 12 a 36 nm foram encontrados, representado

pelos tons de azul, já na área abaixo da região média e em direção à região apical, os valores apresentaram tendência a zero.

Para esse tipo de RIRMPF os deslocamentos totais concentrados na faixa de tons azuis não se concentraram apenas nas regiões sob o RIRMPF e nas suas imediações, estes também se apresentaram lateralmente na região cervical fora da porção radicular recoberta pela superfície de assentamento.

Figura 5.2 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento a 45° em relação ao seu eixo

A figura 5.3 mostra o deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta.

Nesse sistema de assentamento, os valores máximos de deslocamento total, representados pelas cores vermelha e amarela, se concentraram no terço oclusal da parte coronária do RIRMPF com valores entre 23 e 30 nm. Do terço médio até a porção cervical os valores diminuem de 22 até 13 nm, esses valores, porém, aparecem somente na porção cervical do RIRMPF, deixando a porção radicular da área de assentamento com valores de deslocamento entre 5 e 12nm.

Para esse sistema, todo o deslocamento sofrido pela dentina radicular se concentrou na região próxima à superfície de assentamento do RIRMPF e abaixo do terço cervical, quando deslocada em direção ao ápice, a tendência dos valores foi de alcançarem o zero.

Figura 5.3 - Deslocamento total com carga axial do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta

O Gráfico 5.1 mostra comparativamente os valores máximos (nm) dos deslocamentos totais para cada tipo de RIRMPF e para cada porção de sua parte coronária.

Gráfico 5.1 - Valores máximos em nm dos deslocamentos totais sob cargas axiais para os três modelos de RIRMPF e para cada porção de sua parte coronária e porção cervical da raiz

5.1.2 Deslocamento total após cargas oblíquas.

A análise do deslocamento total após aplicação de cargas oblíquas nos permite observar quanto os sólidos se deslocaram lateralmente, em nanômetros, no momento da aplicação da carga de 10 N. Da mesma forma como no deslocamento após carga axial, os valores do deslocamento para cada sólido está representada na escala de cores presente em cada figura.

A figura 5.4 representa o deslocamento total com carga oblíqua apresentado pelo RIRMPF com superfície de assentamento plana perpendicular ao seu eixo.

Observa-se que a zona de maior deslocamento se localiza na porção superior da parte coronária do RIRMPF com tendência de valores maiores de deslocamento

no lado oposto àquele onde a carga foi efetuada, caracterizada pela presença de tons vermelhos e amarelos apresentando valores de deslocamento entre 150 e 192 nm.

Abaixo dessa faixa ocupando o terço médio da porção coronária do RIRMPF, encontra-se predomínio de tons verdes que remete a valores de deslocamentos entre 90 e 149 nm.

No terço cervical os valores de deslocamento ficaram compreendidos entre 25 e 89 nm apresentando cargas um pouco mais elevadas, dentro desses valores, do lado oposto àquele onde a carga foi aplicada.

Na porção cervical da raiz, exatamente sob a superfície de assentamento, observa-se tendência a zero de deslocamento no lado onde a carga foi aplicada e 12 nm no lado oposto.

Figura 5.4 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento plano e perpendicular ao seu eixo

Na figura 5.5 observa-se o deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento a 45° em relação ao seu eixo.

Na figura, observa-se que essa proposta de RIRMPF apresentou valores de deslocamentos totais na sua região mais superior na faixa de 400 a 540 nm. Os valores maiores dentro dessa faixa concentraram-se na parte oposta àquele onde a carga foi aplicada caracterizada pela presença das cores vermelha e amarela

A faixa de tom verde é bem clara na porção média da parte coronária do RIRMPF com valores entre 250 e 390 nm.

Na porção cervical do RIRMPF e superfície de assentamento, encontram-se valores de 67 a 240 nm, com os maiores valores de deslocamento dentro dessa faixa, posicionados no lado oposto àquele onde a carga foi aplicada.

É importante observar que, nesse caso, houve deslocamento também da porção cervical da dentina radicular na superfície de assentamento tanto no lado de aplicação da carga quanto no lado oposto com valores de aproximadamente 150 nm. Somente abaixo dessa região é que o deslocamento tendeu a zero.

Figura 5.5 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento a 45° em relação ao seu eixo

Na figura 5.6 observa-se o deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta.

Na figura há áreas de deslocamento de 120 a 162 nm localizadas na parte superior do RIRMPF com os maiores valores presentes na região oposta àquela de aplicação da força. No terço médio da parte coronária do RIRMPF uma faixa de tonalidade verde indica a presença de valores entre 75 e 120 nm.

A porção cervical apresentou valores entre 25 e 70 nm com os maiores valores encontrados no lado oposto àquele da aplicação da carga, a porção cervical da raiz, deste mesmo lado, na região da superfície de assentamento apresentou valores de

deslocamento de 25 nm. Apenas abaixo dessa região é que os valores de deslocamento tenderam a zero.

Figura 5.6 - Deslocamento total com carga oblíqua do RIRMPF com superfície de assentamento com canaleta

O Gráfico 5.2.mostra os valores máximos em nm dos deslocamentos totais sob cargas oblíquas de 45° para os três modelos de RIRMPF, para cada porção de sua parte coronária e porção cervical da raiz.

Gráfico 5.2. Valores máximos em nm dos deslocamentos totais sob cargas oblíquas de 45° para os três modelos de RIRMPF, para cada porção de sua parte coronária e porção cervical da raiz.

5.2 Concentração de tensões

Por meio da análise da distribuição de tensões principais máximas observa-se quanta tensão, em MPa, ficaria concentrada nos sólidos no momento da aplicação da carga de 10 N.

As concentrações de tensões estão representadas por meio de escalas de cores presentes em cada figura, de tal maneira que os tons de cores vermelha, amarela e verde representam cargas de tração, os tons em azul claro representam ausência de cargas e à medida que as cargas de compressão aumentam, o tom azul torna-se mais escuro.

Para todas as figuras deste item, a imagem do sólido que simula o RIRMPF foi removida, após aplicação das cargas, de modo a facilitar a observação da disposição das cargas nas raízes.

5.2.1 Concentração de Tensões sob Cargas axiais

As figuras 5.7 e 5.8 representam como os sólidos que simulam as raízes com superfície de assentamento plana, se comportam no momento da aplicação da carga axial de 10 N em vista de corte lateral e lateral inclinada.

Nas figuras observa-se que a superfície de assentamento sob o RIRMPF apresentou os maiores valores de concentração de cargas de compressão representadas pelo tom azul com valores entre 0,47 e 0,08 MPa e distribuídas de forma irregular. Terminada a área de assentamento do RIRMPF sobre a raiz, também se encerra a zona de tensões compressivas na superfície de assentamento e se iniciam as zonas com concentração de tensões de tração, caracterizada pela coloração verde, amarela e vermelha com valores de 0,08 a 0,45 MPa

Observando no sentido apical da raiz encontram-se localizadas, logo abaixo e perifericamente, zona de compressão de 0,08 a 0,1 MPa e as zonas de tração com valores de 0,03 MPa.

No interior do conduto radicular, onde se apoiou a parte radicular do RIRMPF, encontram-se na porção cervical, tensões de compressão na faixa de 0,35 MPa. À medida que se desloca em direção apical, observam-se tensões de tração na ordem de 0,025 MPa que continuam por todo o conduto.

Figura 5.7 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

Figura 5.8 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

Nas figuras 5.9 e 5.10 observam-se, respectivamente, vista em corte lateral e vista lateral inclinada em corte do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N.

Observando-se as figuras pode-se notar que há uma faixa de concentração de tensões de compressão com valores de 0,45 MPa na parte mais cervical do plano inclinado distribuídas de maneira uniforme exatamente onde se apoiou a superfície de maior perímetro da área de assentamento do RIRMPF, essas tensões vão se dissipando obliquamente em direção ao conduto. Na superfície de assentamento que dá continuidade a essa faixa, em direção à periferia da raiz observa-se predomínio de cargas de tração com valores de 0,02 a 0,45 MPa

Abaixo da superfície de assentamento essas tensões vão se dissipando em direção à porção interna da dentina radicular. No interior do conduto, observa-se presença de cargas de compressão na parte cervical e cargas de tração de 0,02 MPa em todo o restante do conduto até sua porção apical.

Figura 5.9 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

Figura 5.10 - Vista lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

Nas figuras 5.11 e 5.12 observam-se a vista em corte lateral e a vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga axial de 10 N.

Nas figuras observa-se acúmulo de tensões de compressão de 0,24 MPa distribuídas uniformemente por toda a superfície de assentamento próximas ao conduto radicular e no seu interior, dissipando-se para as porções mais internas da dentina mas sempre sob essa superfície.

Cargas de tração de até 0,56 MPa distribuídas uniformemente aparecem fora da superfície de assentamento na porção de dentina radicular que se justapõe à parte externa da porção coronária do RIRMPF.

No interior do conduto radicular, sob a região de cargas de compressão, não foram mais encontradas tensões até a região apical.

Figura 5.11 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com canaleta e superfície de assentamento sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

Figura 5.12 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF sob carga axial de 10 N

O Gráfico 5.3 mostra os valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga axial para os três modelos de RIRMPF.

Gráfico 5.3 - Valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga axial para os três modelos de RIRMPF

5.2.2 Concentração de Tensões sob Cargas Oblíquas

Nas figuras 5.13 e 5.14 está representada a maneira como os sólidos, que simulam as raízes com superfície de assentamento plana, se comportam no momento da aplicação da carga lateral de 10 N e 45° de inclinação em relação ao longo eixo do RIRMPF em um ponto, em vista lateral em corte e lateral inclinada.

Nota-se cargas compressivas de até 1,3 MPa localizadas sob a superfície de assentamento do RIRMPF no lado apostado àquele em que a carga foi aplicada e que se dissipam rapidamente pela porção radicular. Logo que a superfície de

assentamento do RIRMPF termina, as cargas compressivas se neutralizam e começam a aparecer cargas de tração que desse mesmo lado chegam a 0,6 MPa e tendem a se neutralizar na porção periférica da raiz.

À medida que se observa o lado onde a carga foi aplicada, nota-se que as cargas de compressão vão se dissipando e dão lugar às cargas de tração que chegam a 2,0 MPa. Há a necessidade de uma área maior de dentina radicular para sua dissipação quando comparadas às cargas de compressão do outro lado. No interior do conduto a disposição das cargas se repete e sua dissipação ocorre rapidamente.

Figura 5.13 - Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N e 45° de inclinação

Figura 5.14 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento plana sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N e 45° de inclinação

As figuras 5.15 e 5.16 representam como os sólidos que simulam as raízes com superfície de assentamento inclinada em 45°, se comportam no momento da aplicação da carga lateral de 10 N e 45° de inclinação em relação ao longo eixo do RIRMPF em vista lateral e lateral inclinada.

Ao observar as figuras nota-se que a superfície de assentamento sofreu cargas máximas de compressão de 1,8 MPa no lado oposto àquele da aplicação da força e que essas cargas se apresentaram além do término do apoio da base do RIRMPF. A dissipação das cargas ocorreu na dentina radicular dessa região e se direcionou ao interior da raiz.

Observando-se a raiz pelo lado onde a carga foi efetuada, percebe-se uma zona de concentração de cargas de tração de até 4 MPa que se neutralizam rapidamente no sentido apical. No interior do conduto as cargas de compressão aparecem apenas na mesma altura cervical daquelas presentes na dentina ao redor do conduto.

Figura 5.15 – Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N

Figura 5.16 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com superfície de assentamento inclinada em 45° sem o RIRMPF sob carga lateral de 10 N

Nas figuras 5.17 e 5.18 observam-se a vista em corte lateral e a vista lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga lateral de 10 N.

Observam-se cargas de compressão no lado oposto àquele onde foi aplicada carga no RIRMPF com valores máximos de 0,87 MPa localizadas apenas sob a superfície inclinada de assentamento e na porção plana próxima a entrada do conduto que vão se dissipando através das porções mais internas de dentina até se neutralizarem.

No mesmo lado onde a carga foi aplicada observamos cargas de tração com valores máximos de 1,5 MPa que também se dissipam pela dentina subjacente porém utilizam uma área maior desta para que isso aconteça, em relação as cargas apresentadas do outro lado.

Na porção vertical da superfície de assentamento que se justapõe a parede externa da porção coronária do RIRMPF encontram-se cargas de tração de aproximadamente 0,5 MPa em todo perímetro e no interior do conduto as cargas de tração e compressão se localizam apenas na porção cervical da raiz.

Figura 5.17 - Vista em corte lateral do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga lateral de 10 N

Figura 5.18 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF e sob carga lateral de 10 N

O Gráfico 5.4 mostra os valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga lateral para os três modelos de RIRMPF.

Gráfico 5.4 - Valores máximos de compressão e tração em MPa das tensões principais máximas na dentina sob carga lateral para os três modelos de RIRMPF

6 DISCUSSÃO

Casos de grandes perdas de estrutura coronária em dentes tratados endodonticamente, muitas vezes, requerem o uso de pinos sob coroas totais como opção para o tratamento restaurador^{3,38,69,70,71}. Vários autores consideram que a função principal dos pinos é a de promover retenção para as coroas totais^{9,36,72}. Para outros autores, a função principal do pino seria a de distribuir, da melhor maneira possível, as cargas, oriundas da função mastigatória, no remanescente radicular^{1,8,15,21,70,73,74,75,76}. As cargas com origem na função mastigatória se dissipam pelo remanescente dentário, ligamento periodontal e osso alveolar^{1,2,70} e possuem valores e direções diferentes em dentes anteriores e posteriores^{77,78}.

A maioria dos autores acordam que a presença do pino não proporciona reforço no remanescente coronário e radicular¹⁰, muitas vezes, tornando-os mais frágeis, especialmente quando grande quantidade de dentina é sacrificada para facilitar a instalação de pinos com grandes dimensões^{70,79}.

Estudos têm mostrado que a região cervical dos dentes restaurados com uso de pinos é uma das áreas mais sujeitas a acumular tensões^{7,17,18,23,24,49,54,65,80} e que cargas laterais, às quais os dentes anteriores estão expostos, são as que mais contribuem para essas tensões^{7,81}.

Os resultados de deslocamento total obtidos pelo estudo com MEF neste trabalho, evidenciam que os valores maiores de deslocamentos encontram-se próximos aos locais da aplicação da carga, (tanto para carga axial como para lateral), na porção oclusal do pino. Esses valores diminuem à medida que a distância do ponto de aplicação da força aumenta nos três modelos estudados, corroborando a literatura^{82,83} sobre o assunto e mostrando que este deslocamento se comporta de forma desigual pelo corpo do pino.

Esses deslocamentos, associados às discrepâncias nos coeficientes de expansão térmica dos materiais⁸⁴, podem gerar grande quantidade de tensão nessa região do pino e podem explicar os problemas encontrados quando existem interfaces de união entre os materiais utilizados no preenchimento coronário, pinos pré-fabricados e remanescente dental^{85,86}. Problemas não observados quando o pino e sua porção coronária são peças metálicas únicas^{16,17,18,50,19}.

Observa-se também que os valores de deslocamentos totais, nessas condições aparecem, apesar de baixos, também na região cervical da raiz sob o pino, desaparecendo rapidamente nessa região. Na região apical dos pinos não se encontra deslocamento algum no interior da raiz para todas as situações estudadas.

Quando se comparam os valores de deslocamento obtido entre os modelos estudados, encontram-se valores totais mais elevados para aqueles com 45° de inclinação na superfície de assentamento. Essa condição pode ser ocasionada pela presença do plano inclinado e aresta formada na borda do perímetro externo do pino apoiada na superfície radicular que pode facilitar o movimento de intrusão do pino na raiz.

Nos modelos com superfície de assentamento plana e com canaleta os valores de deslocamento apresentados são bem próximos entre si, e bem inferiores àqueles do modelo com 45° de inclinação. O deslocamento parecer ter sido minimizado, para ambas as cargas, pela presença de superfícies planas, perpendiculares ao longo eixo do RIRMPF e da raiz. Na superfície de assentamento, o modelo com canaleta que apresenta plano inclinado com 15° em sua superfície, confere o efeito de fêrula, gerando carga centrípeta, e apresenta superfície plana na região entre a aba e o início do pino conforme figura 6.1

Figura 6.1 – Vista em corte lateral inclinada do sólido de simulação de raiz com canaleta na superfície de assentamento sem o RIRMPF. Detalhe das superfícies de assentamento planas próximas ao conduto e à parte periférica externa do preparo

A utilização do plano inclinado com 15° foi selecionada para explorar a geometria favorável na distribuição de tensões, o processo de usinagem e a deposição do diamante a fim de tornar viável o processo de produção em escala industrial do IAD.

O estudo das tensões principais máximas nos três modelos avaliados sob cargas axiais mostrou que o modelo com superfície de assentamento plana apresentou áreas de concentração de tensões de compressão na superfície radicular exatamente sob o RIRMPF. Quando essas terminam, observa-se que as cargas de tração aparecem e se tornam mais intensas à medida que se direciona para o perímetro externo da superfície radicular. Essas cargas se dissipam em direção ao ápice radicular.

No início da entrada do conduto radicular as cargas de compressão também se mostram presentes, mas à medida que essas cargas se dissipam nas paredes do conduto em direção ao ápice radicular, as cargas de tração começam a aparecer. Santos⁶³ et al e Mezzomo¹⁷ et al mostraram que ocorreram altos valores de tensão nessa região quando foram usados pinos com alto módulo de elasticidade, porém,

nesses estudos, a tensão foi observada no interior do agente cimentante. Um estudo mais específico pode ser necessário para elucidar o problema, devido a baixa resistência dos cimentos frente às cargas de tração⁶.

Okamoto⁶² et al observaram, pelo contrário, altas cargas de compressão na região apical quando pinos metálicos foram utilizados sob esse tipo de carga. Porém em seus estudos, os desenhos de pinos não incluíam nenhum tipo de plataforma de assentamento com componente horizontal no remanescente radicular, resultando em cisalhamento no cimento e efeito de cunha no ápice radicular, efeito este minimizado com o RIRMPF pré-fabricado com canaleta.

O RIRMPF com canaleta apresentou cargas de compressão mais concentradas na superfície radicular sob a porção mais periférica do pino, porém essas cargas se dissiparam obliquamente em direção ao conduto mostrando componente centrípeto. Esse componente se apresenta de acordo com os achados de Poiate⁸ et al que, por meio de estudos com MEF observaram resultados mais favoráveis de proteção ao remanescente dental quando pinos com 45° de inclinação se apoiava sobre a superfície de assentamento dentinário denominado de “espelho”. Barkhordar⁸⁷ et al, demonstraram, por meio de ensaios mecânicos, que os pinos, com esse tipo de plano inclinado, promoviam maior proteção ao remanescente dentinário quando comparados àqueles com superfície plana.

Cargas de compressão também se mostram presentes no RIRMPF com canaleta, na entrada do conduto radicular, estando de acordo com os estudos de Ribeiro⁸⁸, Assif⁸⁹ et al, e Burns⁹⁰ et al, que afirmaram ser um fator favorável trabalhar com 1 ou 2 mm de remanescente sadio nessa região.

As cargas de tração aparecem na superfície de assentamento, logo após o término da superfície de contato com o RIRMPF e vão aumentando até atingir seu valor máximo na periferia da raiz. Aparecem também no interior do conduto, após a área de dissipação das cargas de compressão e em direção apical, sugerindo que, para esse modelo há concentração de tensão na região ocupada pelos agentes cimentantes que recebem as tensões.

A tensão pode ser minimizado quando há maior justeza dos retentores às paredes do preparo antes da cimentação, sendo que as suas irregularidades, mesmo não intencionais, podem incrementar a retenção^{46,47,91,92}. Tal fato pode ser

conseguido com a utilização de RIRMPF com canaleta que fornece o IAD com as mesmas formas e medidas de seus respectivos RIRMPF.

O RIRMPF com canaleta na superfície de assentamento teve o melhor comportamento frente as cargas em relação aos dois modelos sem canaleta. Menores valores absolutos de cargas de compressão foram observados por utilizar maior área de dentina para dissipação das cargas na região cervical. Esse fato pode estar relacionado ao efeito de férula proporcionado pelo RIRMPF com canaleta na plataforma de assentamento, que segundo os autores diminui a tensão na região cervical^{3,18,24,31,43,44,49,54,58,93,94}.

As forças de tração apareceram fora da superfície de assentamento com valores mais elevados em direção à porção mais externa da raiz. Esses valores podem resultar do fato de o RIRMPF com canaleta apresentar 1 mm de parede externa na área coronária. Apesar do aparecimento de valores absolutos mais elevados, não foram observadas cargas no interior do conduto, sugerindo que não houve tensão nessa região como o que ocorre em modelos sem canaletas.

Quando submetidos a cargas laterais, os três modelos estudados mostraram zonas de concentração de forças como as encontradas por Oliveira⁸¹, Ichim⁸³ et al e Okamoto⁶² et al os quais mostraram que a incidência de cargas nos dentes anteriores se dá basicamente por meio de cargas oblíquas geradas durante os esforços mastigatórios e apresentam comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão (semelhante a uma viga em balanço), tais forças apresentam áreas de compressão na região cervical externa oposta ao lado onde a carga é aplicada e áreas de tração na região cervical externa no mesmo lado de aplicação.

Essas cargas quando aplicadas no modelo com superfície de assentamento plana formaram zonas de concentração de tensões de tração que usaram área muito maior de dentina para dissipação em direção apical.

No modelo com plataforma de assentamento inclinada ocorreu o inverso; as tensões de compressão apresentaram componente centrípeto e utilizaram maior área de dentina para dissipação do que as cargas de tração.

No RIRMPF com canaleta, as cargas laterais apareceram nos mesmos lugares dos modelos de plataforma de assentamento inclinada, com as tensões de

tração usando maior área de dentina para dissipação e cargas de compressão mostrando componente centrípeto com valores absolutos menores.

Os pinos com altos valores de módulo de elasticidade têm a tendência de maior concentração de tensões em seu interior^{23,64}. Isto faz com que os resultados dos estudos mecânicos mostrem altos valores de resistência à compressão quando comparados àqueles com menores valores de módulo de elasticidade. Porém, principalmente quando submetidos às cargas axiais, acarreta normalmente fraturas radiculares verticais^{18,50,57,74,95,96}.

Contudo, esses pinos mais rígidos, necessitam de valores de cargas maiores para se flexionarem o que pode ser interessante em raízes sujeitas a cargas laterais, como por exemplo as dos dentes anteriores^{7,17,18,54,58,97,98}.

Esses resultados positivos com pinos mais rígidos dão uma visão mais favorável para seu uso em todas as situações, porém os estudos mecânicos só conferem aos pinos a função de retenção e resistência, e não dão enfoque a importante função de dissipação de cargas que lhe deve ser conferida.

Os estudos com pinos de baixo módulo de elasticidade, apresentam menores valores de resistência à compressão^{12,18} e fraturas no terço cervical mais horizontais^{17,52,56,80} por apresentarem tendência a se flexionarem com mais facilidade. Com isso diminuem a tensão na interface entre a dentina e o agente cimentante^{48,63,99} fazendo com que as falhas aconteçam na região cervical do núcleo coronário^{32,50}, muitas vezes, já fragilizada pela presença de interfaces adesivas que estão sujeitas a a tensão mecânica^{16,17,19,48,50}.

E essa tendência de se flexionar com mais facilidade provavelmente pode ser mais prejudicial em raízes localizadas em regiões sujeitas a cargas predominantemente laterais e menos prejudiciais em remanescentes com predomínio de cargas axiais.

A presença de cargas de torção é altamente relevante quando da utilização do pino em dentes endodonticamente tratados que servem como apoio para retentores de próteses fixas ou removíveis. Vasconcelos^{64,100} et al estudando o comportamento de próteses extensas com MEF encontraram altas concentrações de tensões no interior do pino, inclusive nas regiões apicais, mostrando que quanto maior for o módulo de elasticidade do pino maior será a concentração de tensões

em sua estrutura, demonstrando a importância de sua geometria na dissipação de tensões na estrutura do remanescente radicular. Portanto, o módulo de elasticidade do pino e sua geometria conduzindo de forma centrípeta as cargas sobre o remanescente radicular na região cervical, confere ao RIRMPF com canaleta, as vantagens discutidas pelos autores supra citados.

Cohen⁴⁵ et al, em seus estudos mecânicos, não observaram diferenças entre os pinos e nem entre a cimentação adesiva ou convencional em ensaios com forças de torção, porém nesse caso, os autores trabalharam apenas avaliando a força de união dos agentes cimentantes utilizados entre o pino e a dentina.

De comum acordo entre todos os autores é a importância da permanência de 1 ou 2mm de remanescente dentário sadio em toda sua porção cervical, apesar de Arunpraditkul⁴⁹ et al terem encontrado os mesmos valores de resistência à compressão para raízes com apenas três paredes remanescentes na região cervical.

A presença do remanescente além de proporcionar maior reforço para a raiz, também proporciona maior área de dissipação das tensões pelo pino e maior área de cintamento fornecido pelo abraçamento cervical da coroa protética⁶ que para Sorensen e Engelman⁴³, é mais importante do que o efeito de férula proporcionado pelo pino na região cervical e seu aumento é mais significativo do que o aumento do comprimento da porção intrarradicular para os pinos com alto módulo de elasticidade na resistência à fratura⁴⁴.

O RIRMPF com canaleta poderá contribuir com o acréscimo do efeito de férula no topo radicular, contribuindo para melhorar a performance de dentes endodonticamente tratados, principalmente quanto à rapidez e a possibilidade de serem utilizados para pilares retentores de próteses parciais removíveis e prótese parciais fixas.

7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos nos permitem concluir que:

- A geometria proposta para o RIRMPF com canaleta (AC) mostrou-se a mais favorável das três formas estudadas para melhor distribuição de cargas axiais e oblíquas na região cervical do remanescente dentário.
- A presença de superfície horizontal plana, associada a plano inclinado na base de assentamento do modelo com canaleta, minimizou os efeitos do deslocamento total do RIRMPF e melhorou a distribuição das tensões nas paredes do conduto radicular entre os modelos estudados.

REFERÊNCIAS¹

1. Mori M., Ueti M., Matson E., Saito. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intrarradicular fundido – Método do Elemento Finito. Rev Odontol Univ São Paulo. 1997 Abr/Jun;11(2):99-107.
2. Veiga JAL. Distribuição das tensões de von Mises em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e retentor intrarradicular fundido, sob carga axial e carga horizontal [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia;1996.
3. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent.1993 Jan;69(1):36-40
4. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. J Dent Res. 1989 Nov;68(11):1540-4.
5. Kurer PF. Posts and cores: when to use them. Dent Today. 2001 Jan;20(1):86-9.
6. Shillingburg JR H, Hobo S, Whitsett LD, JACOBI R, Brackett SE. Fundamentos de prótese fixa. 3 ed. São Paulo: Quintessence; 2007.
7. Meira JB, Espósito CO, Quitero MF, Poiate IA, Pfeifer CS, Tanaka CB, Ballester RY. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. Dent Traumatol. 2009 Aug;25(4):394-8.
8. Poiate IAVP, Edgard POIATE JUNIOR, Rafael Yague BALLESTER. Análise biomecânica de dentes restaurados com retentor intrarradicular fundido, com ou sem férula. RGO. 2009 abr/jun;57(2):173-8.
9. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 2004 May;30(5):289-301. Review.

¹ De acordo com Estilo Vancouver

10. Guzy GE, Nicholls JL. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979 Jul;42(1):39-44.

- 11 McDonald AV, King PA, Setchell DJ. In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *Int Endod J.* 1990 Nov;23(6):304-12. Review.

- 12 Grieznis L, Apse P, Soboleva U. The effect of 2 different diameter cast posts on tooth root fracture resistance in vitro. *Stomatologija.* 2006;8(1):30-2.

13. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.

- 14 Halpern BG. Restoration of endodontically treated teeth. A conservative approach. *Dent Clin North Am.* 1985 Apr;29(2):293-303.

15. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):733-43.

- 16 Hedlund SO, Johansson NG, Sjögren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J.* 2003 Aug 9;195(3):155-8; discussion 147.

17. Mezzomo LA, Corso L, Marczak RJ, Rivaldo EG. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):120-9.

18. 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.

19. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. 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.

20. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec;90(6):556-62.

21. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):117-29.
22. 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
23. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J.* 2009 Nov;28(6):671-8.
24. 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.
25. Turner MJ, Clough RW, Martin HC and Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J. Aero Sci* 1956;23:805-23.
26. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech.* 1973 Sep;6(5):443-9
27. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent.* 1989 May;61(5):535-43.
28. Bergman B, Lundquist P, Sjögren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989 Jan;61(1):10-5.
29. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1993 Jan;69(1):32-6. Review.
30. Ross IF. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1980 May;6(5):560-5.
31. Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part I: concept for restorative designs. *J Prosthet Dent.* 1983 Mar;49(3):340-5.

- 32 Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1977 Oct;38(4):405-12.
33. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):503-9.
34. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 1984 Jul;52(1):28-35.
35. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 Jun;51(6):780-4.
36. Gelfand M, Goldman M, Sunderman EJ. Effect of complete veneer crowns on the compressive strength of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 Nov;52(5):635-8.
37. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993 Jul;70(1):11-6. Review.
38. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.* 1978 Dec;40(6):645-9.
39. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978 Apr;39(4):400-5.
40. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1984 Jun;51(6):785-9.
- 41 Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod.* 1989 Dec;15(12):578-80.
42. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int.* 2005 Oct;36(9):737-46. Review.
43. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990 May;63(5):529-36.

44. Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999 Jan-Feb;12(1):78-82.
45. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent.* 1999 Jun;81(6):678-83
46. Shiozawa LJ, Capp CI, Mandetta S, Cara AA, Tamaki R. Retenção de pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento resinoso e fosfato de zinco. *RPG Rev Pós Grad* 2005;12(2):248-54.
47. Schmage P, Ozcan M, McMullan-Vogel C, Nergiz I. The fit of tapered posts in root canals luted with zinc phosphate cement: a histological study. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):787-93.
48. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2002 Sep;88(3):302-6.
49. Arunpraditkul S, Saengsanon S, Pakviwat W. Fracture resistance of endodontically treated teeth: three walls versus four walls of remaining coronal tooth structure. *J Prosthodont.* 2009 Jan;18(1):49-53.
50. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999 Mar;81(3):262-9.
51. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):369-76.
52. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004 Jul-Aug;17(4):476-82. Review.
53. Nagase DY, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Influence of fabrication techniques on retention force of fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J.* 2005 Jun;24(2):280-5

54. Jung RE, Kalkstein O, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. A comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years. *Int J Prosthodont.* 2007 Jan-Feb;20(1):63-9.
55. Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil.* 2007 Feb;34(2):141-52. Erratum in: *J Oral Rehabil.* 2007 Jun;34(6):474 .
56. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. Composite resin core-crown reconstructions: an up to 17-year follow-up of a controlled clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2008 Mar-Apr;21(2):109-15.
57. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2009 Mar;101(3):174-82.
58. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems - an in-vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2011 Jun;3(2):90-5. Epub 2011 Jun 30.
59. Cailleteau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod.* 1992 Nov;18(11):540-4.
60. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1035-44. Epub 2006 Jan 10.
61. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Investig.* 2009 Jun;13(2):223-7.
62. Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, Ohkawa S, Fujisawa M. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dent Mater J.* 2008 Jan;27(1):49-55.
63. Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Espósito CO, Ballester RY, Braga RR, Meira JB. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod.* 2009 Jan;35(1):117-20. Epub 2008 Nov 8.

64. Vasconcellos AB, Mori M, Purger FPC, Costa VCB, Poiate IAVP, Matos AB. Análise biomecânica em prótese parcial fixa: método dos elementos finitos. Rev. bras. odontol., Rio de Janeiro, v. 67, n. 1, p.117-22, jan./jun. 2010.

65. Garhnayak L, Parkash H, Sehgal DK, Jain V, Garhnayak M. A Comparative Study of the Stress Distribution in Different Endodontic Post-Retained Teeth with and without Ferrule Design-A Finite Element Analysis. ISRN Dent. 2011;2011:102329. Epub 2011 Jun 14.

66. Ash Jr M. & Nelson SJ, Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion. Saunders: Elsevier Ninth 9th ed; 2010.

67. Della Serra O & Vellini F. Anatomia Dental. São Paulo: Artes Médicas; 1981.

68. Figun ME & Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. Porto Alegre: Editora ARTMED; 2003.

69. Artopoulou II, O'Keefe KL. Materials used in prefabricated post and core systems. A review of the literature. Tex Dent J. 2006 Apr;123(4):358-63. Review.

70. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 7th ed. St Louis: CV MosbyCo, 1998;697.

71. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. J Prosthet Dent. 2002 Apr;87(4):380-6. Review.

72. Robbins JW, Earnest LA, Schumann SD. Fracture resistance of endodontically-treated cuspids. Am J Dent. 1993 Jun;6(3):159-61.

73. Contin I. Retentores Intrarradiculares Fundidos. Anais do 15º Conclave Odontológico Internacional de Campinas ISSN 1678-1899- 2003 Mar/Abr; 104.

74. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehabil. 1997 Dec;24(12):882-7.

75. Musikant BL, Deutsch AS. Post design and its impact on the root and crown. Compend Contin Educ Dent. 2006 Feb;27(2):130-3.

76. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972 Jun;33(6):952-60.
77. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth biteforces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004 Jan;31(1):18-22.
78. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil.* 1999 Dec;26(12):932-5.
79. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996 Apr;75(4):375-80. Review.
80. Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):30-6; discussion 37.
81. Oliveira, LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intrarradiculares. [dissertação]. Araraquara: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 2002.
82. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech.* 2005 Dec;38(12):2375-89. Epub 2004 Dec 29.
83. 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.
84. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent.* 2002 Sep-Oct;27(5):455-61.
85. Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL. Fracture strength of three different core materials in combination with three different endodontic posts. *Int J Prosthodont.* 1994 Mar-Apr;7(2):178-82.
86. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997 Jul;78(1):5-9.

87. 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
88. Ribeiro, JPS. Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes sistemas de pinos intrarradiculares. [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa, Faculdade de Odontologia;2004.
89. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):565-7
90. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 1990 Oct;64(4):412-8.
91. Saygili G, Sahmali S, Demirel F. Influence of timing of coronal preparation on retention of two types of post cores. *Am J Dent.* 2008 Apr;21(2):105-7.
92. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. *Oper Dent.* 1999 Jul-Aug;24(4):210-6.
93. Dessimoni ET. Efeito protetor da férula – Análise das tensões em incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido e coroa metalo-cerâmica: métodos dos elementos finitos [tese]. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2002
94. Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent.* 1992 Sep;68(3):416-20.
95. 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.
96. Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod.* 2001 Jan;27(1):46-8.
97. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J.* 2006 Mar;25(1):145-50.

98. Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil.* 2007 Feb;34(2):141-52. Erratum in: *J Oral Rehabil.* 2007 Jun;34(6):474.
99. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry.* 1st ed. Chicago: Quintessence; 1987.
100. Vasconcellos AB, Mori M, Andueza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. *Rev Bras Odont.* 1999; 59(3): 206-10.