

Camila Ferreira Silva

**Influência de diferentes retentores intra-
radiculares frente ao teste de impacto:
análise dinâmica não-linear em
elementos finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2016

Camila Ferreira Silva

Influência de diferentes retentores intraradiculares frente ao teste de impacto: análise dinâmica não-linear em elementos finitos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho - UFU

Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo - UFU

Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca - UFG

Uberlândia, 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S586i
2016 Silva, Camila Ferreira, 1991
Influência de diferentes retentores intra-radiculares frente ao teste de impacto: análise dinâmica não-linear em elementos finitos / Camila Ferreira Silva. - 2016.
55 f. : il.

Orientador: Paulo César Freitas Santos Filho.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Pinos dentários - Teses. 3. Dentina - Teses. 4. Endodontia - Tratamento - Teses. I. Santos Filho, Paulo César Freitas. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 282 – COPOD

Data: 01/02/2016

Discente: Camila Ferreira Silva, Matrícula: 11412ODO002

Título do Trabalho: Influência de diferentes retentores intra-radiculares frente ao teste de impacto: análise dinâmica em elementos finitos.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As **nove** horas do dia **primeiro de fevereiro do ano de 2016** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2016, assim composta: Professores Doutores: Crisnicaw Veríssimo (UFU); Rodrigo Borges Fonseca (UFG); e Paulo César de Freitas Santos Filho (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Camila Ferreira Silva**.

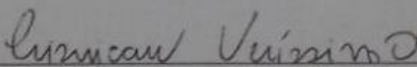
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

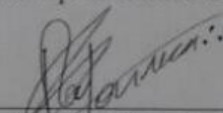
A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadore (a)s, que passaram a argüir o (a) candidato (a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.


Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) Aprovado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 12 horas e 05 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo – UFU


Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca – UFG


Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho – UFU
Orientador (a)



DEDICATÓRIA

À Deus,

Que me guia sempre ao melhor caminho me mostrando que sou capaz, por mais que a princípio tudo pareça impossível. Agradeço por zelar de cada detalhe em minha vida, por ter me dado sabedoria e saúde para lutar por mais esta etapa da minha vida profissional. Sou grata pela família maravilhosa que me concedeu, pelas pessoas que foram colocadas em meu caminho e por todas as oportunidades que surgiram e que eu soube aproveitar.

Aos meus pais Olímpio e Gilda,

Que desde a mais tenra idade me ensinaram que a coisa mais preciosa que eles podiam me deixar é a educação. Obrigada mãe por ser meu esteio e por se doar inteiramente a mim, sendo minha fonte de força e amor. Obrigada pai, por ser meu primeiro herói, por lutar diariamente para oferecer o melhor para nossa família, o senhor é meu exemplo de humildade e caráter. Sem dúvidas, vocês são as pessoas a quem devo toda minha vida e formação. Obrigada por me apoiarem e me incentivarem em todos os meus projetos, por acreditarem em mim mais do que eu mesma e principalmente pela educação e caráter que me ensinaram a ter. Amo vocês!

As minhas irmãs Mariana e Luiza,

Vocês além de irmãs são minhas melhores amigas, obrigada pelo incentivo desde o dia que resolvi iniciar a minha carreira acadêmica. Obrigada por me darem força e conselhos nos momentos mais difíceis e por fazerem desses dias um pouco mais fáceis. Vocês são os melhores presentes que nossos pais podiam me dar!

Ao meu namorado Henrique,

Apesar de ter participado somente do último ano da minha pós-graduação a sua presença, apoio e incentivo foram fundamentais para que eu conseguisse finalizar este trabalho. Obrigada por aguentar a minha ansiedade e os meus medos, suas palavras foram essenciais para que conseguisse superar esses momentos de fraqueza. Você foi e é cada dia mais essencial na minha vida!

A todos os meus familiares e amigos, obrigada pelo carinho.

A vocês dedico esse trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor e orientador Dr. Paulo César Freitas Santos-Filho,

Que me orientou e esteve sempre disposto a compartilhar seus conhecimentos profissionais e pessoais, me tutorando nesses anos. Obrigada por todas as oportunidades e pela confiança depositada em mim!

Ao Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo,

Que me ensinou e me fez apaixonar pela metodologia de elementos finitos. Além disso, teve paciência de um monge para me fazer entender a importância de realizar todas as etapas com calma e dedicação. Obrigada por todo apoio, independente do dia ou horário, sempre esteve disposto a me ajudar da melhor maneira possível. Seu empenho é admirável e desejo a você toda a sorte e sucesso do mundo e que por onde passar continue sendo essa pessoa admirável por todos.

Às minhas amigas da graduação Renata e Tamara,

Vocês se tornaram minhas irmãs depois de cinco anos de graduação e são meu porto seguro. Obrigada pelo apoio e por nunca me deixarem desistir. Sem os encontros de emergência não teria resignação e calma para chegar até aqui. Obrigada pela amizade, pelo apoio e pelo companheirismo.

Ao meu amigo e colega Victor,

Que foi um companheiro e amigo para todas as horas. Obrigada por toda a ajuda e por não medir esforços em me auxiliar em tudo que fosse possível seja com o trabalho ou com um conselho, com uma carona, com um lanche para distrair ou com seu sorriso contagiante. Foi um presente poder trabalhar tão próximo de você.

Aos meus colegas de laboratório,

Que colaboraram para o meu crescimento.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares,

Por se dedicar e abrir mãos de suas próprias atividades para dedicar ao nosso Programa de Pós Graduação. Admiro seu conhecimento e paixão pela pesquisa científica brasileira. Obrigada por dividir conosco suas experiências.

Aos professores da FOUFU,

Meus eternos e sábios mestres, pessoas a quem eu devo meus primeiros passos nesta jornada profissional, agradeço por cada momento compartilhado, pelas aulas, clínicas, experiências divididas na Graduação e Pós Graduação, em especial aos queridos: Veridiana Resende Novais Simamoto, Adérito Soares da Mota, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Luiz Carlos Gonçalves, Márcio Magno, Paulo Sérgio Quagliatto, Luís Henrique Araújo Raposo. Vocês despertaram em mim o amor pelo ensino e pela Odontologia. Que vocês continuem sendo sempre esses transmissores de conhecimento.

Aos amigos de mestrado,

Que entre seminários, e dificuldades, aprendemos uns com os outros, nos ajudamos, tornamos amigos e tenho certeza que todos nós iremos colher muitos frutos desta linda jornada. Sucesso a todos!

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Por possibilitar a concretização desta etapa. Tenho orgulho de ter me formado nesta casa e ter usufruído de todas as oportunidades que já foram oferecidas enquanto aluno de graduação e pós-graduação.

Ao CPBIO,

Pela estrutura e equipamentos onde foram realizados todos experimentos deste trabalho.

“As mais altas árvores são oriundas de minúsculas sementes.”

Francisco Cândido Xavier

1912-2002

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	1
RESUMO	2
ABSTRACT	4
1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO.....	6
2 PROPOSIÇÃO.....	13
3 MATERIAL E MÉTODOS	14
3.1 Delineamento experimental.....	15
3.2 Confeção dos modelos de estudo aplicados ao MEF.....	15
3.3 Análise por Elementos Finitos	20
4 RESULTADOS	25
5 DISCUSSÃO.....	31
6 CONCLUSÃO.....	37
REFERÊNCIAS	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

E - Módulo de elasticidade

GPa - Unidade de força (GigaPascal)

ν - Coeficiente de Poisson

G - Módulo de cisalhamento

MEF - Método de Elementos Finitos

MPa - Unidade de tensão (MegaPascal)

UFU - Universidade Federal de Uberlândia

FOUFU - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

PFV - Pino de Fibra de Vidro

NMF - Núcleo Metálico Fundido

DH - Dente Hígido

LPD - Ligamento Periodontal

2D - 2 Dimensões

mm - Unidade de comprimento (Milímetro)

s - Unidade de tempo (segundos)

μS - Unidade de microdeformação (microstrain)

et al. - E colaboradores

p - Probabilidade

Z250XT - Filtek Z250XT

g/cm^{-3} - Unidade de densidade (Gramas por centímetro cúbico)

RESUMO

RESUMO

É importante analisar qual a susceptibilidade do paciente sofrer um trauma frontal antes de fazer a escolha do retentor intra-radicular para a reabilitação de dentes anteriores. Existem algumas diferenças entre um dente hígido e um dente tratado endodonticamente como a quantidade e a qualidade da dentina radicular, a ausência de vitalidade pulpar que irá influenciar diretamente na hidratação da dentina e na diminuição da resistência do elemento dental como um todo. Para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente tem-se usado retentores intra-radulares de diversos materiais. O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de incisivos anteriores tratados endodonticamente por meio da análise de tensão, variando o tipo de retentor intra-radicular frente ao teste de impacto. A imagem gerada simula os locais com acúmulo e dissipação de tensões em três níveis: Dente restaurado com Núcleo Metálico Fundido (NMF), Dente restaurado com Pino de Fibra de Vidro (PFV) e Dente Hígido (DH). Dois modelos bidimensionais foram gerados a partir de um modelo de incisivo central bovino tratado endodonticamente e outro modelo foi gerado a partir de um incisivo superior humano hígido. Uma análise dinâmica não linear foi utilizada para simular o teste de impacto, onde um objeto rígido atinge o modelo numa velocidade de 1 m/s^{-1} . O comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente foi analisado por meio de análise de concentração e distribuição de tensão (von Misses modificado). O modelo com núcleo metálico fundido demonstrou mais concentração de tensão na dentina radicular que o modelo restaurado com pino de fibra de vidro. A deformação da dentina radicular do modelo NMF foi superior a deformação da dentina radicular do modelo de PFV, mas nenhum dos dois modelos se assemelhou ao modelo do dente hígido. Quando comparamos a deformação dentro do retentor radicular obtivemos valores mais altos para o modelo de PFV que o NM.

PALAVRAS-CHAVE: Núcleo metálico fundido. Pino de fibra de vidro. Teste de impacto. Análise por elementos finitos. Dentina radicular. Tensão.

ABSTRACT

ABSTRACT

The main difference of a healthy tooth for endodontically treated tooth is the quantity and quality of the radicular dentine. The rehab of endodontically treated tooth is normally used intraradicular posts of various materials. The objective of this study is to evaluate the biomechanical behavior of e incisor endodontically treated through stress analysis, varying the type of intra-radicular retainer front impact test. A two-dimensional model was generated from a model of a bovine maxillary central incisor endodontically treated and from a intact incisor(II). A non-linear dynamic analysis is used to simulate the impact test, where a rigid object model had achieve a velocity of 1 m/s^{-1} . The image generated show the sites with accumulation and dissipation of tensions on three levels: Teeth restored with cast post an core (CPC), teeth restored with glass fiber post (GFP) and otherwise intact incisor (II). The biomechanical behavior of endodontically treated teeth were analyzed by analysis of concentration and distribution of strain and stress (Von Misses and modified von Misses).The CPC had shown more stress inside the root than GFP. The strain on dentin were higher on CPC model than GFP model, although the strain in the post were bigger at the GFP. None of the models had similar values to the II. It is important to analyze what is the susceptibility of the patient to suffer a frontal impact before making the choice of intraradicular post for the rehabilitation of anterior teeth.

KEYWORDS: Cast post and core. Glass fiber post. Impact test. Finite element analysis. Root dentin. Strain.

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

1 INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Dentes tratados endodonticamente são altamente acometidos por falha biomecânica e tem sido alvo de diversos estudos (Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2007; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003) que buscam compreender as diferentes propriedades mecânicas entre dentes vitais e tratados endodonticamente, e assim indicar um complexo restaurador mais próximo das propriedades mecânicas de um dente hígido. A resistência de um dente tratado endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade e qualidade da estrutura dental remanescente sendo um fator determinante na longevidade da restauração do elemento dental (Kishen et al., 2004; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003). Na realidade, o preparo do conduto acarreta, internamente, maior desgaste dentinário enfraquecendo ainda mais a raiz, que representa perda significativa de estrutura dental, não compensada pelo uso de pino, pois o mesmo não aumenta a resistência do conjunto dente-restauração (Trope et al., 1985).

No ano de 1992, Huang et al. realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existiam diferenças significativas entre as propriedades mecânicas de dentina humana de dentes não-vitais tratados e da dentina de dentes vitais. Espécimes de dentina (n= 262) foram obtidos a partir de 54 dentes humanos vitais e 24 dentes tratados endodonticamente recém-extraídos. Estas amostras foram submetidas a diferentes condições experimentais (úmida, seca por ar, desidratada e reidratada). Ensaio de compressão, tração e testes de impacto foram realizados para medir as propriedades mecânicas destes espécimes. Os resultados demonstraram que a desidratação da dentina aumenta o módulo de Young, o limite de proporcionalidade (em compressão) e especialmente a resistência máxima (em ambos os testes compressão e tração). Uma desidratação substancial acarreta alterações nos padrões de fratura dos espécimes de dentina sobre cargas estáticas de tração e compressão. A resistência à compressão e à tração da dentina de dentes tratados não-vitais neste estudo não foram significativamente diferentes das características normais da dentina ($p > 0,05$), enquanto os valores médios de módulo de elasticidade e o limite de proporcionalidade em

ensaios de compressão são menores, ou seja, a capacidade de sofrer deformação é maior logo a possibilidade de uma fratura dental ocorrer aumenta.

A dentina proporciona uma base sólida necessária para a restauração de um dente, a resistência estrutural do mesmo depende da quantidade e da força inerente sobre dentina e da integridade de sua forma anatômica. Após a terapia endodôntica há uma perda apreciável da dentina, incluindo perda de estruturas anatômicas como pontas de cúspide, e teto da câmara pulpar. Isto resulta de técnicas restauradoras ou endodônticas que nunca preservam a dentina. Logo a resistência a fratura está diretamente ligada à quantidade de dentina remanescente. (Assif et al., 1994)

Esta hipótese baseia-se na pesquisa de Helfer et al. (1972) que relataram que havia aproximadamente 10% menos colágeno e água ligados ao dente, demonstrou também que não houve alterações no módulo de elasticidade, dureza, ou resistência à fratura dos dentes despulpados. Logo, pode-se dizer que as mudanças no comportamento biomecânico de dentes após a terapia endodôntica pode ser atribuída às mudanças que ocorrem em diferentes níveis: composição do tecido, dentina micro e macroestrutural, e a estrutura do dente. (Haapasalo M et al., 2007)

Outro estudo realizado por Soares et al. em 2007, com o objetivo de verificar a influência do tratamento endodôntico nas propriedades mecânicas da dentina radicular, também mostra a gama de fatores que podem influenciar na composição e comportamento da dentina. Foram selecionados oitenta incisivos centrais bovinos com forma, diâmetro e idade semelhantes. Do total de amostras, quarenta não receberam tratamento endodôntico. Os espécimes foram avaliados imediatamente (t1), 7 (t2), 15 (t3) e 30 dias (t4) após o tratamento endodôntico no mesmo período para os grupos que não receberam o tratamento endodôntico. Os resultados demonstraram que o tratamento endodôntico influenciou na resistência flexural e a tração da dentina radicular, sendo potencializadas pelo tempo. Os autores relataram redução significativa na resistência flexural da dentina para os grupos com tratamento endodôntico

apenas após 15 dias e uma redução da resistência à tração após 7 dias em relação ao grupo que não recebeu tratamento endodôntico e foi avaliado imediatamente. Os mesmos ainda afirmaram que as alterações nas propriedades mecânicas de dentes tratados endodonticamente podem ser atribuídas a fatores como alterações na matriz orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, desidratação em dentes não vitais e ação química do eugenol, presente em alguns cimentos endodônticos.

Outro aspecto importante a ser considerado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente é o tipo de opção restauradora, sendo que esta escolha está relacionada diretamente a perda de estrutura coronária. Pinos intra-radulares são uma opção para dentes com perda substancial de estrutura coronária, e tem como função principal fornecer retenção ao núcleo preenchimento e por consequência, da coroa protética. (Santos-Filho et al., 2008)

Diversos materiais são utilizados na escolha de um retentor intra-radicular, dentre eles os núcleos metálicos e fundidos e os pinos pré-fabricados metálicos e não metálicos. Theodosopoulou et al. em 2009 em revisão sistemática da literatura, buscou determinar quais sistemas de pinos e núcleos são mais bem sucedidos quando usados in vivo para restaurar dentes tratados endodonticamente. De acordo com trabalhos com altos níveis de evidência clínica, os autores concluíram que os pinos de carbono são significativamente melhores do que pinos fundidos com ligas metálicas. Pinos de fibra de vidro são significativamente melhores do que pinos metálicos rosqueáveis e moderadamente melhores do que pinos com fibra de quartzo. Pinos de fibra de carbono são significativamente piores do que pinos metálicos com ligas preciosas.

Em revisão de literatura, Abdullah & Mohamed (1974), demonstraram que o pino deveria possuir o comprimento da coroa ou 2/3 do comprimento da raiz. Para Mckerracher (1981), quanto maior o comprimento do pino, maior será a retenção e conseqüentemente melhor será a distribuição de tensões, reduzindo o risco de fratura radicular. Todas estas condutas foram

definidas para o núcleo metálico fundido que apresenta alto módulo de elasticidade, sendo retido no canal radicular exclusivamente por retenção friccional e transmitidas aos pinos pré-fabricados não metálicos sem a consideração das diferentes propriedades físicas e mecânicas e da adesão à estrutura dental obtidas nestes procedimentos. Porém Santos-Filho (2008), demonstrou que para pinos de fibra de vidro a deformação e a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente não são influenciadas pela redução da extensão do pino, já para núcleo moldado e fundido esta premissa é verdadeira.

Segundo Amorin et al. (2011), fraturas em dentes anteriores provenientes de trauma são acidentes comuns, principalmente na infância e na adolescência. As causas do traumatismo dentário são bem conhecidas, e entre elas podemos citar fatores externos como quedas, colisões, acidentes automobilísticos, esportes e violência (Bendo et al., 2009). A maioria das causas são provenientes de força dinâmicas, sendo importante a realização de testes de impacto para verificar o comportamento dos materiais restauradores frente a essas forças.

O Método de Elementos Finitos (MEF) constitui análise numérica-computacional que vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50. Esta análise proporciona dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos experimentais. Na odontologia a potencialidade do MEF é comprovada em numerosos estudos com análises bidimensionais (Magne & Belser, 2003; Soares et al., 2007; Silva et al., 2009). O domínio para geração de modelos bidimensionais e de modelos 3D definidos por extrusão de face plana são bem conhecidos e largamente utilizados nos grupos de pesquisa na odontologia brasileira. As distribuições de tensões internas não podem ser obtidas a partir de ensaios de impacto típicos. Portanto, a distribuição das tensões sobre as estruturas dentárias ainda não está claro. Análise de elementos finitos é uma poderosa ferramenta de engenharia que pode calcular o comportamento de acúmulo de tensão dos materiais em resposta á um carregamento de força.

Numa análise de elementos finitos podem ser simuladas situações lineares e não lineares. Simulação linear é quando a intensidade do estímulo é proporcional ao efeito na estrutura que sofreu o estímulo e na simulação não linear o estímulo não é proporcional ao efeito. Se considerar essa relação estímulo-efeito em um gráfico veremos que o comportamento formará uma reta, daí o nome linear, enquanto na não linear isso não ocorre. Em uma análise linear são consideradas somente o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson, já numa análise não linear, como serão consideradas a troca de energia e reações entre os corpos, outras propriedades como: densidade, resistência à tração e resistência à compressão são necessárias para a realização da simulação de uma dada situação. (Versluis & Versluis-Tantbirojn, 2011)

Para auxiliar na escolha da melhor forma de reabilitar dentes com tratamento endodôntico de pacientes que estão submetidos ao risco de uma força de impacto frontal, se faz necessário estudos que analisem como os retentores se comportam frente a este carregamento, bem como a concentração e dissipação de tensão. A pergunta a ser respondida é: dentes tratados endodonticamente restaurados com NMF e PFV tem o mesmo comportamento biomecânico que dentes hígidos?

A hipótese deste estudo é que o NMF e PFV se comportarão de forma diferente frente ao teste de impacto utilizando a metodologia de elementos finitos. Sendo que a expectativa é que o NMF tenha um comportamento biomecânico pior que o PFV.

PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivo avaliar o efeito de diferentes sistemas de retenção intrarradicular na distribuição de tensão em dentes tratados endodonticamente submetidos ao impacto pelo método de elementos finitos por uma análise dinâmica, com o seguinte fator em estudo:

Tipo de retentor em dois níveis:

- a. núcleo metálico e fundido (NMF) ,
- b. pino de fibra de vidro (PFV)

Além disso, gerar um banco de modelos 2D de um incisivo central superior para utilização em trabalhos futuros de impacto.

MATERIAIS E MÉTODOS

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento experimental

1 - *Unidade Experimental*: Modelos computacionais de dentes com retentores intra-radulares e dente hígido.

2 - *Fator de Estudo*: Tipo de retentor em dois níveis: núcleo metálico e fundido (NMF) e pino de fibra de vidro (PFV).

3 - *Variável resposta*: *Distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente com pinos intrarradulares* (método de elementos finitos).

4 - *Forma de análises dos dados*: Os resultados serão analisados qualitativamente pela comparação das imagens em dois critérios de análise: critério de von Mises modificado e Deformação e quantitativamente com a avaliação de valores 10% maiores de tensão.

3.2 Confecção dos modelos bidimensionais aplicados ao MEF

3.2.1 Obtenção da geometria do modelo

Para confecção dos modelos bidimensionais dos dentes tratados endodonticamente foi selecionado uma raiz de dente bovino com 15 mm de comprimento com a coroa seccionada. O preparo do canal radicular foi feito com as brocas gates glidden nº 2, 3 e 4 (Malleifer, Dentsply, Petrópolis, RJ) de forma sequencial. O canal radicular foi obturado com cones de guta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ) e cimento obturador a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ), por meio da técnica de condensação lateral. Logo após a obturação dos condutos radulares foi realizado o alívio do

canal com calcadores de Paiva aquecidos ao rubro (Prado, 2003) na extensão 12,0mm, possibilitando desta forma remanescente obturador de no mínimo 3,0mm. Em seguida as brocas tipo largo nº 5 (Dentsply, Petrópolis, RJ) foram utilizadas para o preparo do canal radicular na extensão correspondente ao alívio.

Foi cimentado um pino de fibra de vidro (Reforpost nº 3, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) com diâmetro coronário de 1,5mm e apical de 1,1mm na raiz preparada com cimento resinoso auto-adesivo (Rely X U200, 3M-Espe, St Paul, USA), que não requer tratamentos prévios. Este cimento foi manipulado de acordo com instruções do fabricante, inserido no canal com o auxílio de seringa Centrix com ponta agulhada, e também na superfície do pino. Foi aguardado cinco minutos para a polimerização da fase química do cimento com aplicação de carga constante de 500g sobre o pino, depois foi realizado a fase de fotopolimerização de 40 segundos cada face do dente . Após a cimentação dos pinos, o núcleo de preenchimento foi realizado com resina composta híbrida (Filtek Z250, 3M-Espe, St Paul, USA) por meio da técnica incremental utilizando uma matriz de acetato no formato de um núcleo moldado fundido para inserção da última camada de resina composta. Para confecção do término cervical em chanfrado foi utilizado uma ponta diamantada nº 3215 na extensão de 2,0mm e espessura de 1,5mm. Depois disso a coroa foi construída com resina composta micro-híbrida (Filtek Z250, 3M-Espe, St Paul, USA) com auxílio de uma matriz utilizada para confecção de coroas metálicas. O modelo foi então seccionado no sentido vestibulo lingual em cortadeira de precisão com disco diamantado dupla-face e foi feito uma fotografia com máquina digital (Nikon D60, Chiyoda, Tóquio, Japão). (Figura 1)

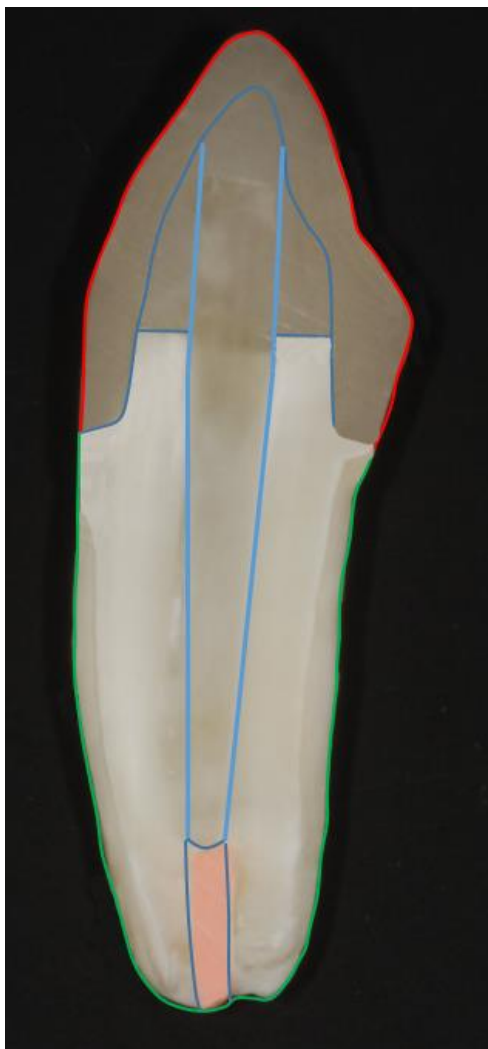


Figura 1 – Incisivo bovino reabilitado com PFV

3.2.2 Protocolo de obtenção do modelo bidimensional

Os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidas por meio de software de livre acesso Image J (Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e convertidos em arquivo *.dat. (Figura 2)

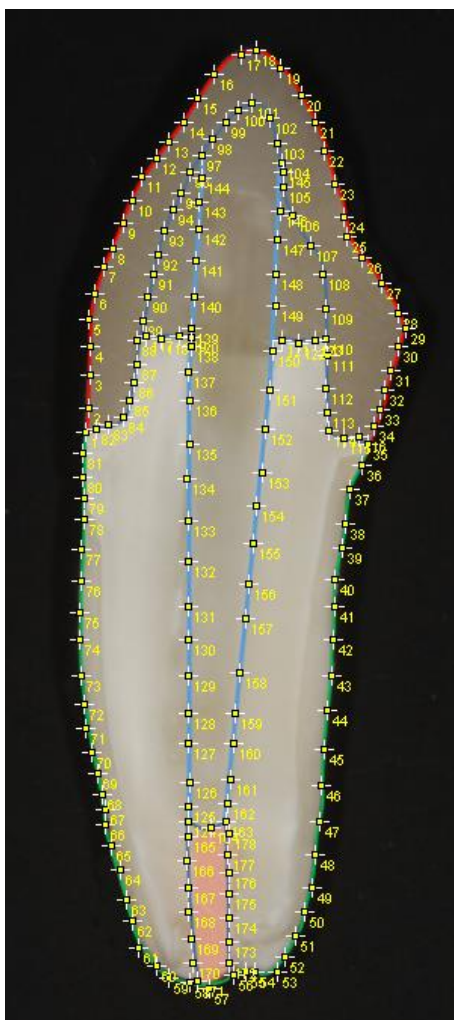


Figura 2 - Pontos de coordenadas utilizando o Image J

Este modelo foi utilizado para a simulação tanto para o modelo de pino de fibra de vidro como para o modelo de núcleo metálico fundido. As propriedades de cada material foram definidas posteriormente na leitura do software. Para o modelo do NMF o núcleo de preenchimento e o retentor foram considerados como uma única estrutura, o contato destas estruturas foram consideradas como retenção friccional e receberam a propriedade de liga de Ni-Cr. A coroa de ambos os modelos foi considerada colada para evitar colapso de malha

O modelo do dente hígido foi realizado a partir da escolha de um dente incisivo central superior do banco de dentes da FOUFU, essa amostra foi seccionada no sentido vestibulo lingual e fotografada utilizando os mesmos

parâmetros do dente tratado endodonticamente. (Figura 3) A partir desta fotografia também foi realizada a obtenção de pontos de coordenadas da superfície utilizando o Image J.



Figura 3 - Modelo do dente hígido seccionado no sentido vestibulo lingual

Em cada modelo do dente o ligamento periodontal foi simulado como um material viscoelástico. Nos modelos com pinos, a férula tinha o comprimento de 2mm, e ambos receberam uma coroa metálica. Os modelos foram fixados em um cilindro que recebeu as propriedades de resina poliestireno, que tem propriedades parecidas com a do osso.

3.3 Análise por Elementos Finitos

As coordenadas obtidas no Image J foram abertas no software MSC Mentat (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). (Versluis et al., 2004) A malha de elementos foi criada manualmente usando quatro nós arbitrários isoparamétricos, formando elementos plane-strain quadrilaterais com integração reduzida (um ponto de integração por elemento tipo - número 115 no software Marc / Mentat). (Figura 4)

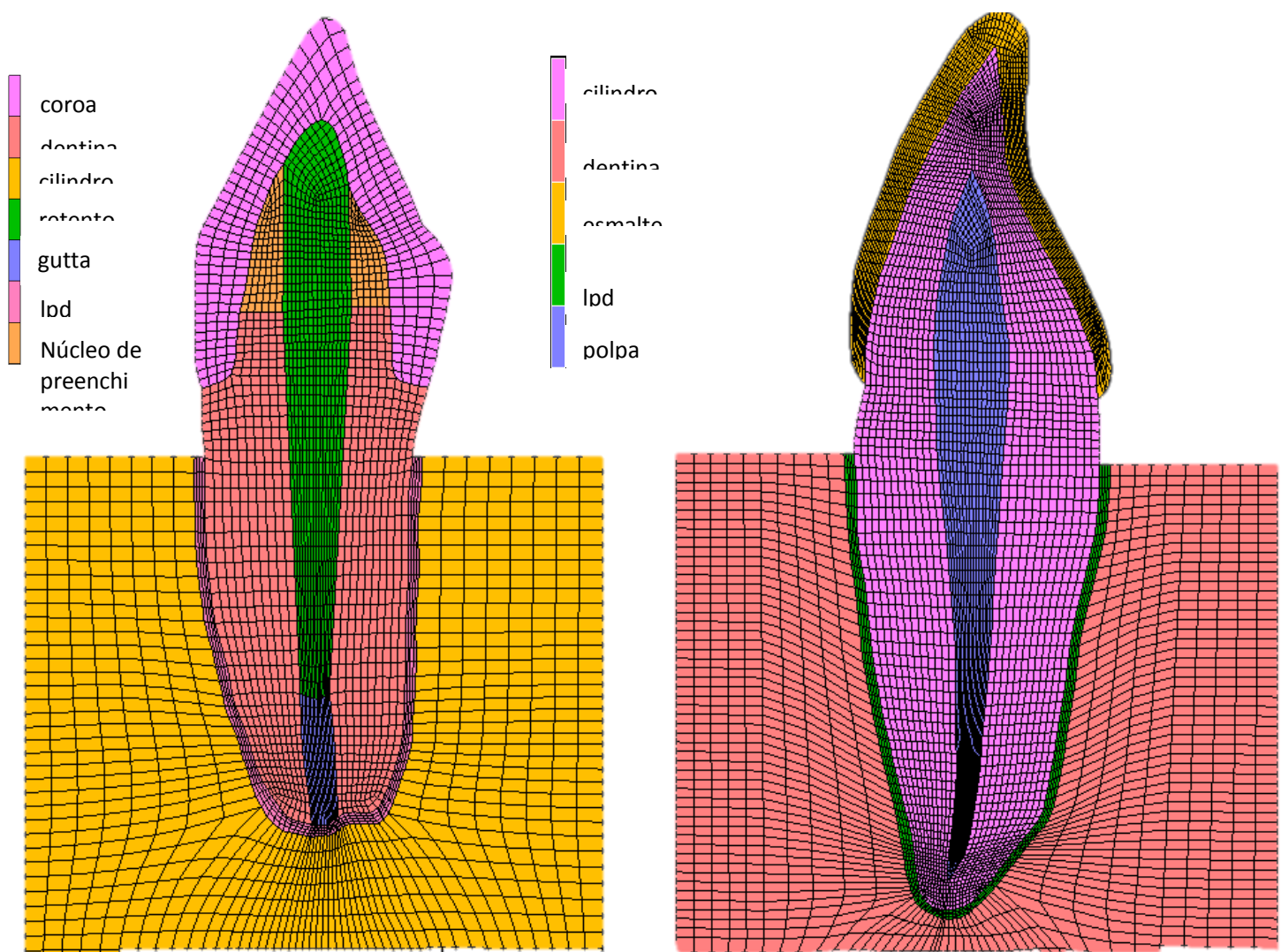


Figura 4 - A malha do modelo com retentor B- malha do dente hígido

Os elementos plane-strain permitem que o modelo bidimensional simule uma condição tridimensional no eixo paralelo a aplicação da força.

Todas as interfaces foram consideradas coladas com exceção do NMF que mantinha contato por retenção friccional. A análise de impacto dinâmico foi realizada utilizando o método Houbolt Single-Step. Este algoritmo é recomendado para análises de contatos dinâmicos implícitos (Chung & Hulbert, 1994). Um objeto de impacto rígido (alumínio) foi simulado, e a todos os nós deste objeto foi aplicado uma velocidade inicial de $1,0 \text{ m/s}^{-1}$ na direção x, após esta velocidade inicial o objeto não foi freado até o contato com a coroa metálica. As estruturas com resina poliestireno foram rigidamente fixadas nos eixos x e y. Todos os materiais foram considerados lineares, isotrópicos e homogêneos, exceto o pino de fibra que foi considerado ortotrópico. As propriedades mecânicas são mostradas na Tabela 1 e as propriedades do pino de fibra de vidro estão demonstradas na Tabela 2.

Tabela1 - Propriedades biomecânicas dos materiais utilizados

Estrutura	Módulo de elasticidade (Mpa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g cm^{-3})	Resistência a Tração (MPa)	Resistência a Compressão (MPa)	Referências
Esmalte	84.100	0,30	2,14	11,500	384,00	Zarone et al., 2006; Giannini et al., 2004; Powers et al., 2006
Dentina	18.600	0,30	2,97	105,50	297,00	Sano et al., 1994; Giannini et al., 2004

Estrutura	Módulo de elasticidade (Mpa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g cm⁻³)	Resistência a Tração (MPa)	Resistência a Compressão (MPa)	Referências
Pino de fibra de vidro	37.000	0,34	3,20	40,00	250.00	Silva et al., 2009; Novais et al., 2009
Liga de Ni-Cr	188.000	0,33	8,00	961,00	95,00	Morris et al., 1989; Toparli et al., 2003; Novais et al., 2009; Informações recebidas pelo fabricante
Resina poliestireno	13.500	0,31	1.04	40,00	40,00	Soares et al., 2008
Resina Composta	14.100	0,24	2,00	41,00	293,00	Willems et al., 1992; Eldiwany et al., 1993
Ligamento periodontal	50	0,45	0,95	-	-	Rees et al., 1997

Tabela 2 - Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro (Zarone et al., 2006)

Propriedade	Pino de fibra de vidro
E_x, Gpa	37,00
E_y, Gpa	9,50
E_z, Gpa	9,50
ν_{xy}	0,27
ν_{xz}	0,34
ν_{yz}	0,27
G_{xy}	3,10
G_{xz}	3,50
G_{yz}	3,10

Cada modelo foi rodado no software MSC Marc, e os resultados foram analisados até que o objeto de impacto perdeu contato com o dente. Durante a análise, uma sub-rotina foi feita sob medida (baseado em Fortran) registrando os valores de deformação na direção Y para um nó na face vestibular do modelo. (Figura 5)

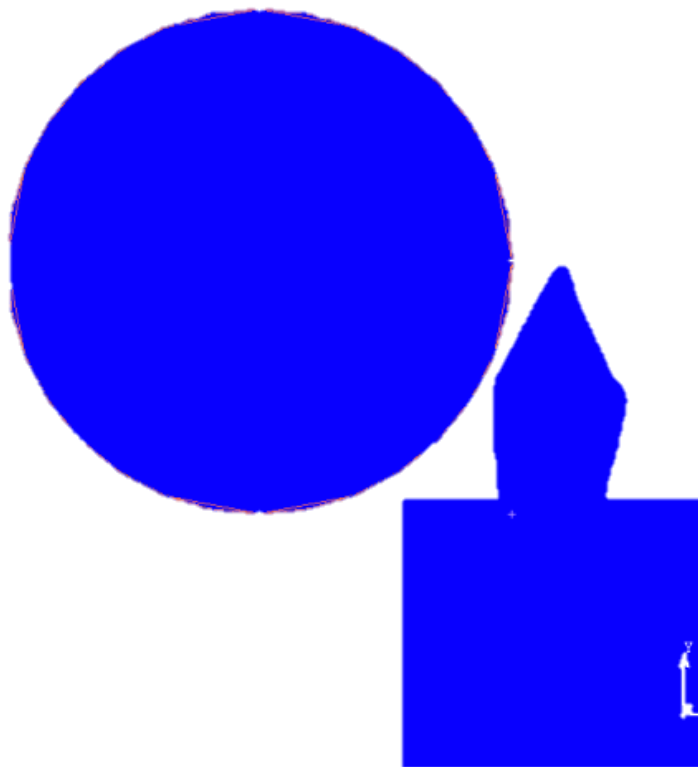


Figura 5 - Objeto de impacto indo em direção ao modelo

O programa registrou uma média dos 10% maiores valores de tensão no esmalte, dentina, PFV e NMF durante o impacto. As distribuições de tensões foram analisadas utilizando Von Mises modificado. O critério de Von Mises modificado leva em consideração a diferença entre resistência à compressão e tração. A resistência à compressão e à tração das estruturas está descrita na Tabela 1.

Por fim, o efeito do contato entre o objeto de impacto e o dente foi avaliado de forma qualitativa.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Os valores de tensão são visualizados de acordo com uma escala linear de cores: azul, indicando os valores mais baixos de concentração de tensão, amarelo e laranja os valores mais elevados de concentração de tensão. As distribuições de tensão nos modelo de NMF, PFV e DH no pico de impacto são mostrados na Figura 6.

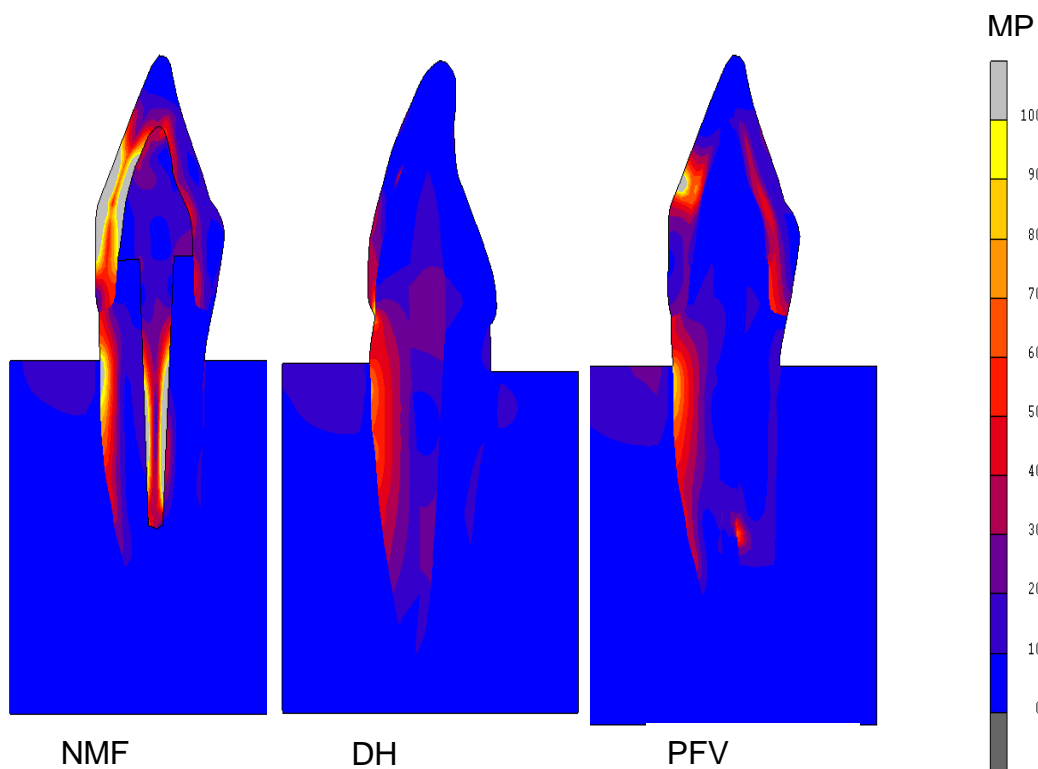


Figura 6 - Concentração de tensão por Von Mises modificado

A média das tensões 10% mais elevadas para o esmalte e a dentina durante a análise de impacto são mostradas nos gráficos das figuras 7 e 8 e para o pino de fibra de vidro está ilustrado na Figura 9. Embora os valores de concentração de tensão na dentina foram bem próximos, quando faz a

comparação entre os modelos de NMF, PFV e DH, o NMF apresentou os maiores valores de tensão durante o impacto. Observa-se na figura 6 que o DH e o PFV têm um padrão de distribuição de tensão semelhante na raiz, o NMF provoca maior tensão sobre a dentina que o PFV no momento de maior impacto. (Figura 8)

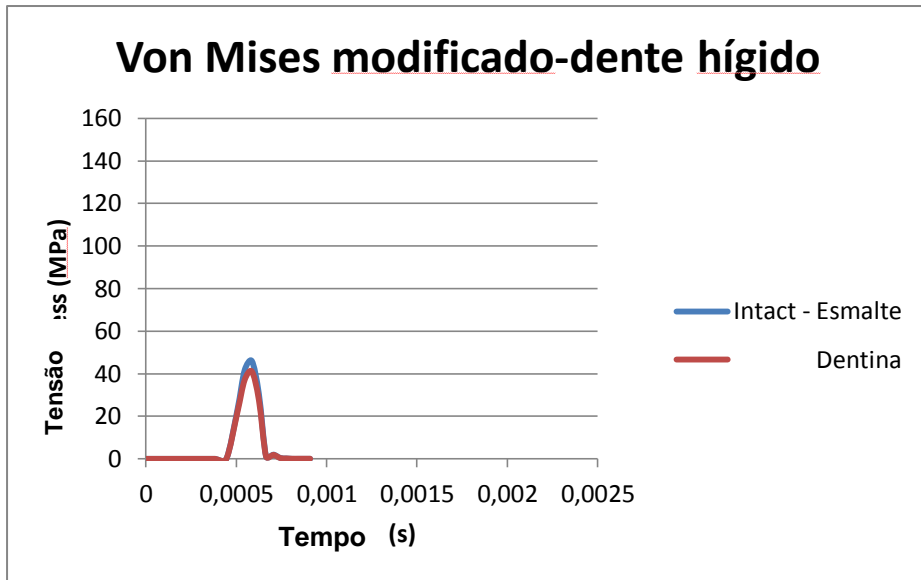


Figura 7 - Gráfico representando a concentração de tensão no dente hígido

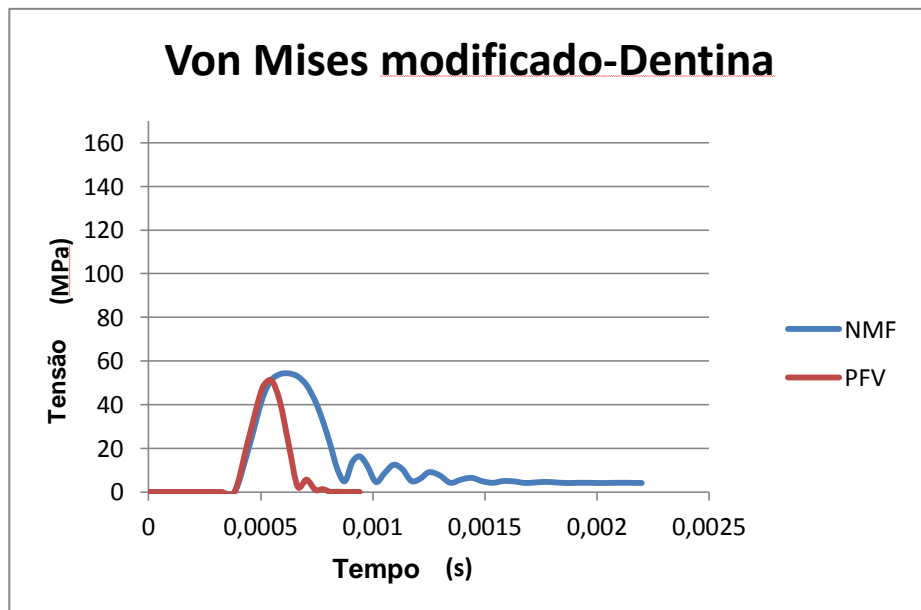


Figura 8 - Gráfico representando a concentração de tensão na dentina dos dentes com retentores

O NMF concentrou mais tensão dentro de sua estrutura que o PFV, além disso, devido a sua rigidez apresentou uma vibração como demonstrado no gráfico da figura 9.

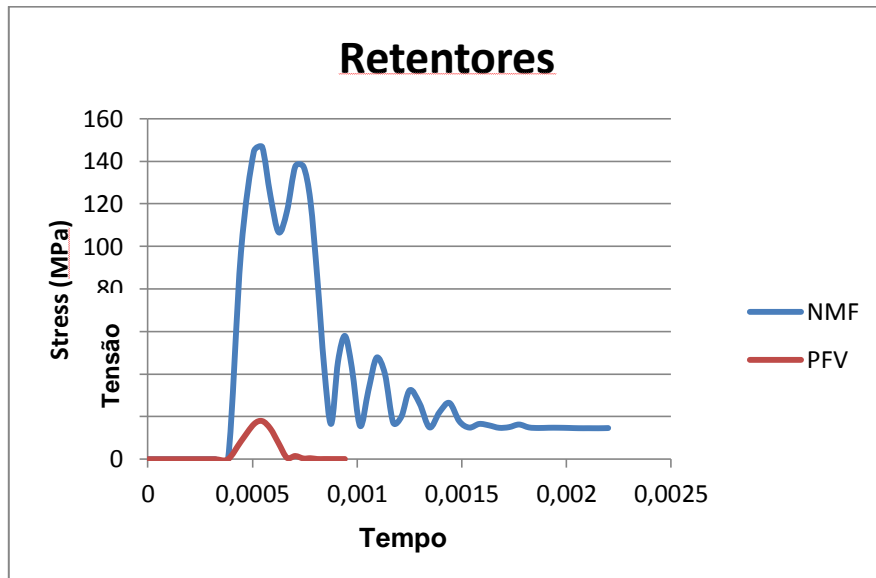


Figura 9 - Gráfico representando a concentração de tensão nos retentores

Foi considerado alguns pontos para avaliar a deformação do retentor no momento de maior tensão no momento do impacto sobre a raiz. (Figura 10) Ao analisar o grau de deformação dos retentores nesta área, o PFV sofre maior deformação que o NMF. Percebe-se que durante o impacto por ter um curto espaço de tempo, a amostra NMF concentra as tensões no pino, por sua falta de flexibilidade sua deformação é menor e a rigidez do pino aumenta. A deformação do PFV é quatro vezes maior que o NMF. (Figura 11)

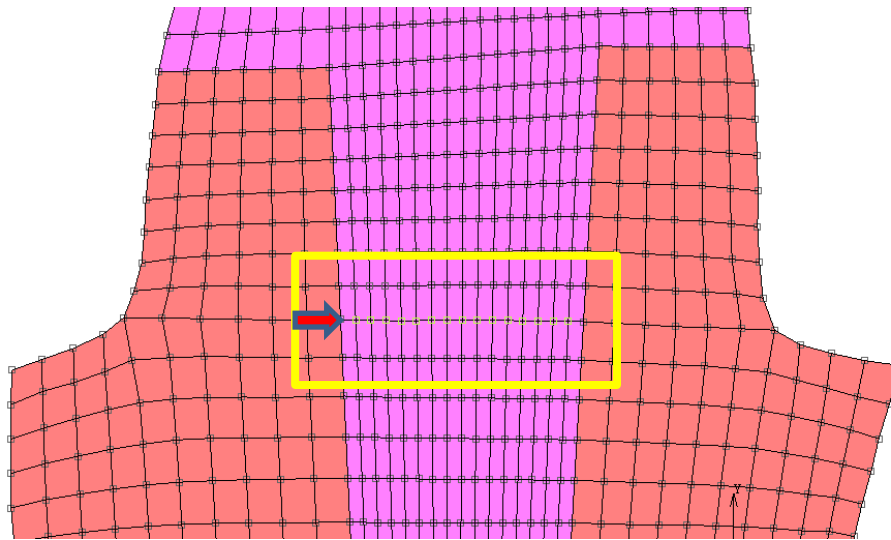


Figura 10 - Área selecionada para avaliar a deformação dos retentores

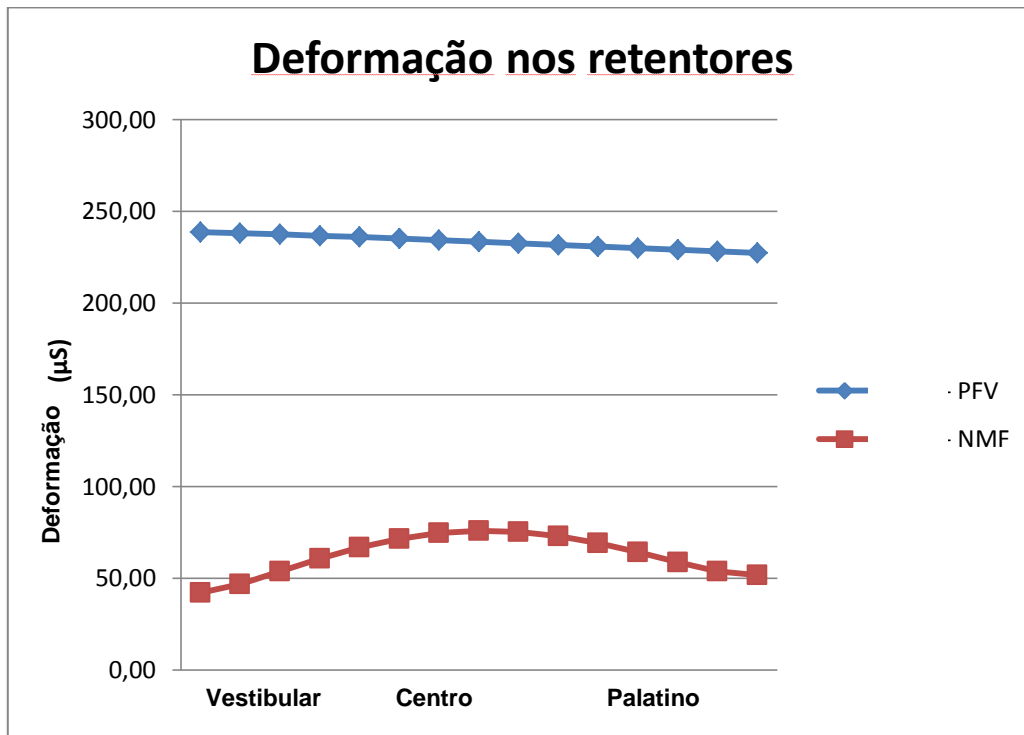


Figura 11 - Gráfico de deformação dos retentores

Independentemente da forma de tratamento, a partir do gráfico da figura 12, verifica-se que as duas formas de tratamento provocam uma deformação na dentina bem diferente que o padrão de deformação do incisivo central hígido. A deformação na dentina do NMF foi maior que o PFV.

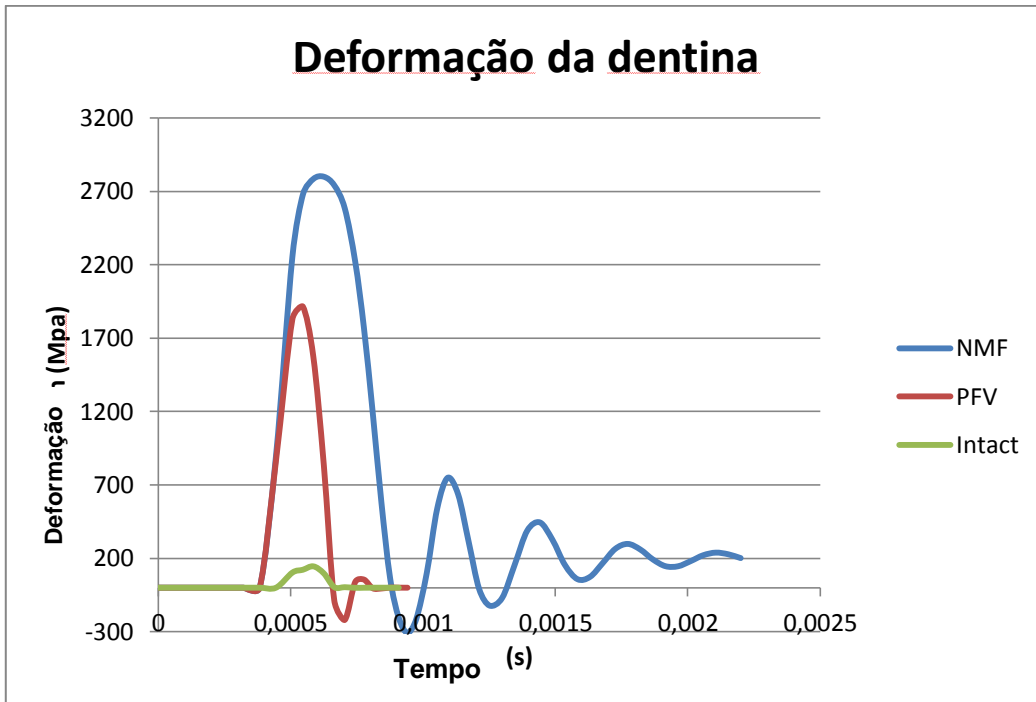


Figura 12 - Gráfico de deformação na dentina

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A hipótese foi aceita, ou seja, NMF e PFV não possuem o mesmo comportamento em uma análise de elementos finitos quando é simulado um teste de impacto. O padrão de concentração de tensão e de deformação é diferente quando se compara os dois grupos.

Análise por elementos finitos é provavelmente a única abordagem em que se pode prever o comportamento de deformação e concentração de tensão dos materiais e estruturas durante um teste de impacto. Este estudo utilizou uma análise dinâmica não linear simulando um impacto por meio da metodologia de elementos finitos para avaliar as distribuições de tensões e deformações dentro das estruturas de interesse, assumindo uma condição plane-strain nas estruturas. Embora os modelos sejam 2D's, a condição plane-strain representa uma condição tridimensional que pode ocorrer no corte transversal de uma estrutura com espessura considerável para fora do plano, o que é verdadeiro para o corte transversal modelado em que a deformação perpendicular ao centro do corte do modelo plano é zero. (Versluis & Versluis-Tantbirojn, 2011; Verissimo et al., 2015) Em um estudo de validação anterior, demonstrou-se que apesar do modelo ser simplificado, a simulação de impacto por elementos finitos mostrou um comportamento semelhante ao observado numa experiência ex vivo de impacto.

Análises dinâmicas possuem um comportamento diferente das análises mais comumente usadas na odontologia, que é a análise estática. Sob altas taxas de carregamento as forças de inércia não podem ser negligenciadas, sendo necessário lançar mão das análises dinâmicas. Na análise dinâmica do presente estudo, a velocidade e a inércia do objeto de impacto foram as condições iniciais que determinaram as forças dependentes do tempo em que os modelos foram submetidos ao carregamento. Além disso, para uma resposta dinâmica, a interface entre o objeto de impacto e do dente também é importante para uma resposta realista ao impacto. Embora o ligamento periodontal apresente um comportamento viscoelástico, esta

estrutura foi modelada com uma propriedade elástica. Esta consideração elástica foi escolhida porque em situações de alta velocidade e de impacto não há tempo suficiente para o ligamento periodontal expressar sua propriedade original, já que ela depende do tempo. Neste sentido, a viscoelasticidade é muito importante para estudos em que as forças são aplicadas bem devagar e que a inércia não é importante. (Verissimo C et al., 2015)

De acordo com uma busca literária, a resistência à fratura em dentes tratados com algum retentor intra-radicular só foi examinada usando cargas estáticas (Barjau-Escribano et al., 2006; Varvara et al., 2007; Fukui et al., 2009; Sasaki 2010; Komada W et al., 2006; Okada et al., 2008; Santos-Filho et al., 2014) ou análise de elementos finitos simulando força oclusal na palatina. (Okada et al., 2008; Santos-Filho et al., 2014; Veríssimo et al., 2014; Nakamura et al., 2006) Ou seja, ainda há muito a ser esclarecido sobre a relação entre o carregamento dinâmico e a lesão traumática vestibular. Pouco se sabe sobre lesão traumática causada por carregamento dinâmico ou de impacto.

De acordo com a literatura, o dente com pino de fibra de vidro tende a ter um padrão de distribuição de tensão semelhante a um dente hígido. Estudos mostram que isso ocorre pela semelhança dos valores do módulo de elasticidade entre o pino de fibra de vidro e da dentina, e devido à adesão quando submetidos a uma força o PFV consegue distribuir as tensões de forma mais homogênea ao longo de toda a raiz. (Santos-Filho et al., 2006; Theodosopoulou et al., 2009; Santos-Filho et al., 2014; Nakamura et al., 2006; Goracci et al., 2011; Santos et al., 2010) Nas figuras 7 e 8 pode-se perceber essa semelhança de distribuição de tensão na dentina quando é feita a comparação entre as tensões do PFV e do DH. Ao observar a figura 6 percebe-se a existência de uma maior concentração de tensão na vestibular da raiz, sugerindo um local de possível fratura.

Vale ressaltar que a maioria dos testes presentes na literatura utilizando pinos intra-radulares foram realizados analisando carregamento na palatina de incisivos em uma grande área de contato simulando um

carregamento oclusal. Esse tipo de carregamento ocorre em um tempo muito maior que o teste de impacto realizado neste estudo, sendo assim, em estudos estáticos a flexibilidade do pino de fibra de vidro permite com que as cargas sejam homoganeamente distribuídas, não sofrendo grandes valores de deformação. No presente estudo o PFV passou por uma simulação de movimento muito rápida não tendo tempo suficiente de absorver o impacto e distribuir toda a tensão para a dentina, logo, ele deforma mais que o NMF podendo ser verificado na figura 11. Num curto espaço de tempo o NMF concentra as tensões dentro do pino devido a sua maior rigidez, resistência tração e compressão. Já o pino de fibra por ter uma maior flexibilidade reflete mais o impacto da sua deformação no dente provocando um movimento dentro da raiz. Pela rapidez do evento, o PFV não tem tempo suficiente para dissipar as tensões ao longo da raiz. Assim, supõem-se que estas características e propriedades possam levar à fratura do PFV com mais facilidade que o NMF quando submetido a uma força de impacto.

Em um estudo laboratorial realizado por Kondoh et al. (2013) foi simulado um teste de impacto para obtenção da deformação por meio de extensometria. O carregamento acontecia diretamente no núcleo de preenchimento, tanto do NMF como do PFV através de um imã colocado na ponta do objeto de impacto e do núcleo de preenchimento. Além de considerarem a diferença de comportamento entre os pinos, variou-se a distância em que o choque acontecia, 50mm e 100mm. Como resultado foi constatado que a deformação no núcleo com PFV foi significativamente maior do que os com NMF em cada ponto de medição para as duas distâncias. Por outro lado, a deformação na raiz foi menor no grupo com PFV que com NMF.

Na figura 11 constata-se que independente da forma de reabilitação do dente, nenhuma das duas alternativas se assemelha ao padrão de deformação do dente hígido. Isso pode ser atribuído ao grande desgaste dentinário que é realizado no conduto radicular para a colocação de retentores. Além disso, percebe-se a importância da dentina na absorção de altos carregamentos como as realizadas neste estudo. A resistência de um dente tratado endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade e

qualidade da estrutura dental remanescente sendo um fator determinante na longevidade da restauração do elemento dental. (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Kishen et al., 2004) Na realidade, o preparo do conduto acarreta, internamente, maior desgaste dentinário enfraquecendo ainda mais a raiz, que representa perda significativa de estrutura dental, não compensada pelo uso de pino, pois o mesmo não aumenta a resistência do conjunto dente-restauração. (Trope et al., 1985) Logo este estudo reforça mais uma vez a teoria que o pino não aumenta a resistência do dente e sim aumenta a deformação da dentina remanescente.

Quando se faz a comparação entre PFV e NMF não se deve desconsiderar a altura da férula. Férula pode ser definida como um colar de dentina de 360° com paredes paralelas envolvendo internamente a coroa protética. Esta estrutura aumenta a resistência a fratura e é uma proteção efetiva contra a concentração de tensão. (Santos-Filho et al., 2014; Sendhilnathan D & Nayar S, 2008) Neste presente estudo, os dois modelos tinham 2mm de férula. Em estudos estáticos, a férula tem grande importância nos resultados dos estudos. Sua presença influencia positivamente na distribuição de tensão ao longo da raiz e do pino. A ausência de férula aumenta a concentração de tensão em raízes fragilizadas para os dois sistemas de retenção intra-radicular. (Santos-Filho et al., 2014; Veríssimo et al., 2014) A similaridade de distribuição de tensão na dentina do GFP com o II pode estar associada a quantidade de férula modelada. Estudos dinâmicos como este devem ser realizados variando a quantidade de férula e a sua ausência, para verificar se ela exerce a mesma influência nos estudos dinâmicos, bem como a sua importância no processo de dissipação de altas tensões em um curto espaço de tempo.

Torna-se cada vez mais necessário descobrir formas de reabilitar dentes traumatizados devido a maior adesão de esportes de contato e ao aumento de trabalhadores expostos a um impacto eminente. Portanto ao escolher um retentor intra-radicular para reabilitar um dente anterior deve-se considerar o risco desse paciente sofrer uma força de impacto, se positivo escolher um retentor que melhor se adapte a essa situação (Sigurdsson, 2013; Sepet et al., 2014)

Ainda existem muitas dúvidas a serem solucionadas como: o que acontece no osso alveolar e qual a influência do retentor no mesmo, qual o efeito do protetor bucal em dentes tratados endodonticamente com retentores intraradiculares e qual a influência da férula nesse evento. Sendo assim, existe a necessidade de maiores estudos para conclusões mais amplas e precisas.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Com este estudo pode-se concluir que o PFV distribui as tensões ao longo da raiz de forma mais próxima ao DH. Além disso, o PFV concentra menos tensão dentro de sua estrutura que o NMF, porém a deformação no NMF foi bem menor que no PFV.

Não foi constatada nenhuma semelhança no padrão de deformação entre o DH e os modelos restaurados com PFV e NMF indicando que a dentina é uma estrutura muito importante para a absorção de impactos

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Abdullah SI, Mohammed H, THAYER K.E. Restoration of endodontically treated teeth. A review. **J Can Dent Assoc.** 1974;40(4):300-3.
2. Amorim Lfg, Estrela C, Costa Lrrs. Effects of traumatic dental injuries to primary teeth on permanent teeth – a clinical follow-up study. **Dental Traumatology.** 2011;27:117-21.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1994;71:565–7.
4. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34:1269-77.
5. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, et al. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent.** 2006; 31: 47-54.
6. Bendo Cb, Scarpelli Ac, Vale Mpp, Zarzar Pmpa. Correlation between socioeconomic indicator and traumatic dental injuries: a qualitative critical literature review. **Dental Traumatology.** 2009;25:420-5.
7. Chung J, Hulbert GM. A family of single-step houbolt time integration algorithms for structural dynamics. **Comp Meth in Appl Mech Engg.** 1994;118:1–11.
8. Eldiwany M, Powers J, George L. Mechanical properties of direct and post-cured composites. **Am J Dent.** 1993;6:222-4.

9. Fukui Y, Komada W, Yoshida K, et al. Effect of reinforcement with resin composite on fracture strength of structurally compromised roots. **Dent Mater J.** 2009; 28: 602-9.
10. Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mat.** 2004;20:322-9.
11. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Aust Dent J.** 2011;56(suppl 1):77-83.
12. Haapasalo M, Qian W, Portenier I, Waltimo T. Effects of Dentin on the Antimicrobial Properties of Endodontic Medicaments. **J Oral Endontics.** 2007; 33(8): 917-25.
13. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1972;34:661–70.
14. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **JEndod.** 1992;18(5):209-15.
15. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol.** 2004;20:90-100.
16. Komada W, Miura H, Okada D, et al. Study on the fracture strength of root reconstructed with post and core: alveolar bone resorbed case. **Dent Mater J.** 2006; 25: 177-82.
17. Kondoh Y, Takeda T, Ozawa T, Narimatsu K, Konno M, Fujii T, et al. Influence of different post-core systems on impact stress: a pilot study. **The open dentistry journal.** 2013;7:162-8.

18. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **J Oral Rehabil.** 2001;28:576-85.
19. Mckerracher PW. Rational restoration of endodontically treated teeth. I. Principles, techniques, and materials. **Aust Dent J.** 1981 Aug;26(4):205-8.
20. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003;23:543-55.
21. Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EL, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. **Quintessence Int.** 1995;26:571-6.
22. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147/242. Part VII: The mechanical properties of metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing. **J Prosthet Dent.** 1989;61:160-9.
23. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent Mater J 2006.** 25: 145-50.
24. Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. **Indian J Dent Res.** 2009;20(3): 277-81.
25. Okada D, Miura H, Suzuki C, et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. **Dent Mater J.** 2008; 27: 605-11.

26. 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;88(3):302-6.
27. Powers JM, Sakaguchi R. **Craig's restorative dental materials.** 12th ed. St. Louis: Mosby;2006; 391: 61- 5.
28. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15:512-6.
29. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials.** 1997;18:995–9.
30. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res.** 1994;73:1205–11.
31. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J Dent Res.** 2010;89:587-91.
32. Santos-Filho PC, Veríssimo C, Soares PV, Saltarelo RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **J Endod.** 2014;3(3):234-46.
33. Santos-Filho, P.C.; Castro, C.G.; Silva, G.R.; Campos, R.E.; Soares, C.J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J.** 2008;41(6):493-501.
34. Sasaki K. Reinforcement of Endodontically Treated Teeth with Flared Root Canals Using Composite resin Cores with Glass fiberreinforced epoxy resin posts and a Sleeve. **Ann Jpn Prosthodont Soc.** 2010; 2:157-66.

35. Secco A, Martins LRM, Goes M, Consani S, Spinelli D, Takeya T. O efeito do suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta na rigidez de cúspides. **Revista da Associação Paulista de Cirurgões Dentistas**. 2000; 54(4) 322-26.
36. Sendhilnathan D, Nayar S. The effect of postcore and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **Indian J Dent Res**. 2008;19:17-21.
37. Sepet E, Aren G, Dogan Onur O, Pinar Erdem A, Kuru S, Tolgay CG et al. Knowledge of sports participants about dental emergency procedures and the use of mouthguards. **Dent Traumatol**. 2014;30:391–5.
38. Sigurdsson A. Evidence-based review of prevention of dental injuries. **Pediatr Dent**. 2013;35:184–90.
39. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian J Dent Res**. 2009;20:153-8.
40. Soares CJ. **Influência da Configuração do Preparo Cavitário na Distribuição de Tensões e Resistência à Fratura de Restaurações Indiretas Estéticas**. Piracicaba, 2003. 154p, Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) - Faculdade Estadual de Campinas.
41. Soares CJ, Martins LRM, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent**. 2006; 95:421-9.

42. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod.** 2007;33(5):603-6
43. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008;34:1015-9.
44. Theodosopoulou Jn, Chochlidakis Km. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. **J Prosthodont.** 2009 Aug;18(6):464-72.
45. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil.** 2003;30:470-6.
46. Trope, M.; Maltz, D.O.; Tronstad, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol.** 1985;1(3):108-11.
47. Varvara G, Perinetti G, Di Iorio D, et al. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. **J Prosthet Dent.** 2007; 98: 365-72.
48. Verissimo C, Costa PV, Santos-Filho PC, Fernandes, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ, et al. Custom-Fitted EVA Mouthguards: what is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. **Dental traumatology.** 2015; 25 de julho doi: 10.1111/edt.12210.
49. Veríssimo C, Simamoto-Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the

biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthetic Dentistry**. 2014 March;40(1):119-23.

50. Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? **J Tenn Dent Assoc**. 2011;91:36–42; quiz 42-3.

51. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. **Dent Mater**. 1992; 8:310-19.

52. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. 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;22:1035–44.

53. Zhi-Yue, L.; Yu-Xing, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent**. 2003;89(4):368-73.