

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS  
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Aloísio Rocha Araújo

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE FORÇAS NO CONJUNTO  
DENTE/PINO, EM PINO INTRA-RADICULAR DE FORMATO H, PELO MÉTODO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

Belo Horizonte

2017

Aloísio Rocha Araújo

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE FORÇAS NO CONJUNTO  
DENTE/PINO, EM PINO INTRA-RADICULAR DE FORMATO H, PELO MÉTODO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Clínicas Odontológicas, Área Temática: Prótese Dentária.

Linha de Pesquisa: Propriedades Físicas, Químicas e Biológicas dos Materiais Odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Nunes

Belo Horizonte

2017

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

A663a Araújo, Aloísio Rocha  
Avaliação do comportamento de forças no conjunto dente/pino, em pino intra-radicular de formato h, pelo método de elementos finitos / Aloísio Rocha Araújo. Belo Horizonte, 2017.  
58f. : il.

Orientador: Eduardo Nunes  
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Pinos dentários. 2. Fraturas dos dentes. 3. Dente Canino. 4. Método dos elementos finitos. 5. Canal radicular - Tratamento. 6. Restauração (Odontologia).  
I. Nunes, Eduardo. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089

**Aloísio Rocha Araújo**

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DE FORÇAS NO CONJUNTO DENTE/PINO, EM PINO INTRA-RADICULAR DE FORMATO H, PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas – Área Temática: Prótese Dentária.

**COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:**

- 1- Prof. Dr. Eduardo Lemos de Souza – UFMG
- 2- Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Eduardo Nunes – PUC Minas

**DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 04 de julho de 2017**

**A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora**

Prof. Dr. Eduardo Nunes  
**Orientador**

Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares  
**Coordenador do Programa de Pós-graduação  
em Odontologia**

**Dedico este Trabalho aos meus pais Artur e Kátia,  
pelo amor, carinho e maiores exemplos de profissionais em que me inspiro.**

**À Samira por estar sempre presente,  
apoiando e incentivando minha caminhada.**

**Aos professores que contribuíram para minha formação.**

**Aos amigos e parceiros de jornada Lucas, Rodrigo e Carolina.**

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus, por me permitir traçar meus planos e dar forças para os conquistar.

À minha mãe Kátia e meu pai Arthur, por investirem em meu futuro, sempre incentivarem e acreditarem em mim, e por serem minha maior inspiração por sempre buscar mais conhecimento.

À minha namorada Samira por sempre estar disposta a me incentivar, com carinho e amor, disposta a ajudar nesta caminhada e apoiar meus sonhos.

Aos professores Paulo Seraidarian, Eduardo Nunes, Emilio Akaki e Alberto Antunes pelos ensinamentos, orientações, paciência e ajuda durante todo o curso e formatação dos Trabalhos.

Aos Colegas de mestrado da área de prótese Rodrigo, Lucas, Marco, Humberto, Patrícia e Riviane e os colegas das outras áreas, pelos momentos de aprendizado e os de descontração e convívio durante esta jornada.

À todos que de certa forma foram essenciais para que eu pudesse estar preparado e com forças para seguir em frente rumo à realização de minhas metas e na busca de aperfeiçoamento do conhecimento: OBRIGADO!!!

O professor mediano conta. O bom professor explica. O professor superior demonstra, o grande professor inspira (WARD, Willian Arthur)

## RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar um tipo de pino, pouco estudado, curto, em formato de "H", como alternativa para tratamento restaurador em dentes caninos superiores. Empregando-se o Método de Elementos Finitos, foram observadas as dissipações de forças e até que ponto ocorriam alterações, como fratura do pino e raiz. Foram criados 3 modelos tridimensionais de caninos superiores, submetidos a cargas oblíquas e simulação de guia canina, divididos em 3 grupos: M1: pino de liga nobre (ouro); M2: pino de fibra de vidro; M3: pino curto em formato H. Após os testes, foram observados no grupo M1 e M2 menores áreas de estresse e de tendência à fratura, quando submetidos a cargas. Concluiu-se que o uso do pino em formato "H" apresentou resultados inferiores aos demais pinos.

Palavras-chave: Fratura de dentes. Métodos dos elementos finitos. Núcleo. Pino. Resistência.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate a type of post, uncommonly studied, short in "H" format, as an alternative for restorative treatment in upper canine teeth. Using the finite element method, force dissipations were observed and to what extent changes occurred, such as root and root fracture. Three canine models were created, submitted to oblique loads and simulation of a canine guide, divided in 3 groups: M1: noble alloy post (gold); M2: fiberglass post; M3: short post in H format. After the tests, the results were observed in the metallic post (M1) and fiberglass (M2) showed lower areas of stress and lower tendency to fracture, when subjected to loads. It was concluded that the use of this post " H " showed lower performance because it presented greater chances of failure.

Keywords: Fracture of teeth. Finite element methods. Core. Post. Resistance.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	- Apical
CAD	- Computer Aided Design
GPa	- Gigapascal
Gb	- Gigabite
I	- Incisal
M	- Mesial
Mc	- Mesial em corte
MEF	- Método de Elementos Finitos
Mm	- Milímetro
Mpa	- Megapascal
N	- Newton
RAM	- Memória de Acesso Aleatório
USA	- Estados Unidos da América
µm	- Micrometro
%	- Porcentagem

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1: Imagem do modelo da maxila dentada, conforme disponível no artigo. (B) apresenta a vista com osso semitransparente para visualização das estruturas internas. ....28
- FIGURA 2: Segmento representando região de interesse. A e B: vista vestibular, C: vista palatina e D: vista em corte. A imagem B foi configurada com osso semitransparente para visualização das estruturas internas.....29
- FIGURA 3: Representação de cada modelo estudado.....31
- FIGURA 4: Explicando sobre aba e alma de uma viga. X e Y representam o centro da alma e aba, respectivamente. ....31

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Propriedades mecânicas dos materiais .....	32
TABELA 2: Propriedades mecânicas anisotrópicas da fibra de vidro (em GPa para módulos).....	32

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>23</b>
<b>2 OBJETIVOS.....</b>	<b>25</b>
2.1 Objetivo geral .....	25
2.2 Objetivos específicos.....	25
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>27</b>
3.1 Pré-processamento .....	27
3.1.1 <i>Obtenção do modelo geométrico</i> .....	27
3.1.2 <i>Engenharia reversa do pino de fibra de vidro</i> .....	29
3.1.3 <i>Edição das variáveis</i> .....	30
3.2 Simulação .....	32
3.3 Forma de análise dos resultados.....	34
<b>4 ARTIGO .....</b>	<b>35</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>57</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Tecnologias digitais, que permitem a análise pelo método de elementos finitos (MEF) proporcionam melhores simulações e resultados, melhorando a qualidade e confiança dos trabalhos estudados (VASCO et al., 2014).

Restauração de dentes tratados endodonticamente representa um grande desafio clínico na odontologia contemporânea (SEDGLEY; MESSER, 1992). Convencionalmente, os dentes com a coroa clínica comprometida são restaurados por meio de pinos e coroas, mas sempre com cuidado com suas propriedades e técnicas como comprimento do pino ou tipo de preparo. Ao longo do tempo, constatou-se melhoramentos envolvendo o material a partir do qual o pino era feito.

O comportamento biomecânico dos pinos tem sido intensamente pesquisado *in vivo* e *in vitro*, sem, contudo, obter-se um consenso sobre diversos tipos de pinos ou de preparos indicados para determinadas situações. Diversos fatores são determinantes para a escolha do pino, tais como: função, resistência à cargas e tensões, forma e estética (GORACCI; FERRARI, 2011). Comumente, a avaliação do comportamento de um determinado sistema de pinos é embasada em dados clínicos existentes ou inferidos a partir de estudos de laboratório. Os testes *in vitro* avaliam frequentemente a resistência de carga máxima que o dente pode suportar antes de falhas catastróficas. Existe uma grande quantidade de artigos científicos sobre a resistência total à fratura de dentes restaurados e tratados endodonticamente, mas há pouca informação qualitativa sobre os eventos envolvidos na falha da restauração, do preparo do pino e do dente, principalmente sobre as características de design que poderiam impedir a ocorrência de falhas (ICHIM; KUZMANOVIC; LOVE, 2006).

O comprimento do pino, preservação de tecido dentário, presença de férula e adesão são considerados como condições preponderantes para o sucesso a longo prazo. Procedimentos clínicos adicionais, tais como, aumento de coroa clínica e tracionamento ortodôntico, têm sido sugeridos para fornecer uma solução alternativa para aumentar a resistência mecânica em dentes tratados endodonticamente com comprometimento coronário (MATTOS et al., 2012).

Com intuito de oferecer mais uma opção de tratamento, um grupo de autores preconizou um tipo de pino curto em forma de H, em conjunto com a parte coronária, justificando a sua utilização pelo aumento de resistência à fratura em dentes

unirradiculados (SCHMIDLIN et al., 2015). Com base nestas informações, essa pesquisa objetivou avaliar a utilização desse tipo ou desenho de pino, em dentes caninos, devido à sua posição, função e movimentos resultantes na guia canina. Utilizando o método de elementos finitos, foram avaliados a resistência a fratura e técnica do preparo.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar através do MEF, o comportamento de 3 diferentes tipos de pinos, empregados na restauração de dente canino superior.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a) avaliar as tensões geradas no conjunto dente/pino curto de forma “H” submetido a cargas lateral e oblíqua;
- b) avaliar as tensões geradas no conjunto dente/pino de liga nobre (ouro) submetido a cargas lateral e oblíqua;
- c) avaliar as tensões geradas no conjunto dente/pino de fibra de vidro submetido a cargas lateral e oblíqua;



### 3 MATERIAL E MÉTODOS

A pesquisa com o método dos Elementos Finitos é dividida tradicionalmente em três etapas, que são:

- a) Pré-processamento: são todos os passos necessários para criação do modelo computacional, até a configuração do software de elementos finitos;
- b) Processamento: consiste no cálculo matemático da simulação pelo software de elementos finitos;
- c) Pós-processamento: é a coleta e análise dos resultados.

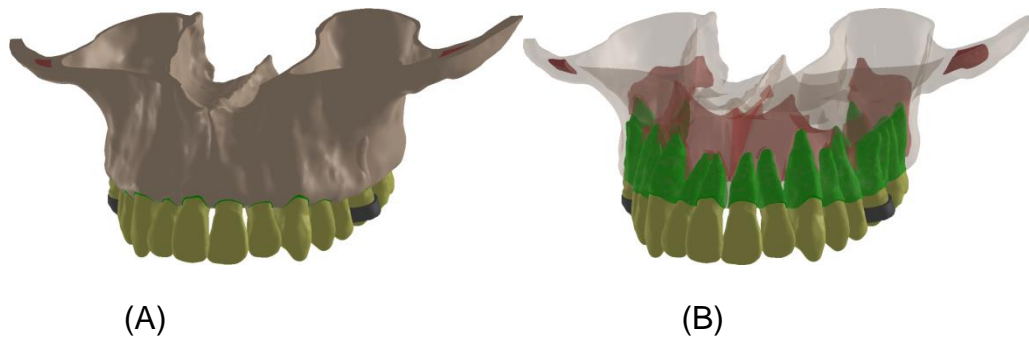
Para a simulação com o método de elementos finitos, é necessário construir um modelo geométrico representante do objeto de pesquisa da vida real. Para a construção do modelo é necessário configurar a simulação com informações representativas dos materiais analisados, tais como, módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e definir as condições de contorno, como estímulo, carga e suportes, de forma a reproduzir de forma semelhante às condições encontradas *in vivo*.

#### 3.1 Pré-processamento

##### 3.1.1 Obtenção do modelo geométrico

Foi utilizado neste trabalho um modelo tridimensional de maxila, construído a partir de uma tomografia de voluntário e disponível para pesquisa acadêmica (VASCO et al., 2014), conforme a figura 1. Os passos de reconstrução da tomografia utilizada no trabalho já foram descritos na literatura (VASCO et al., 2014).

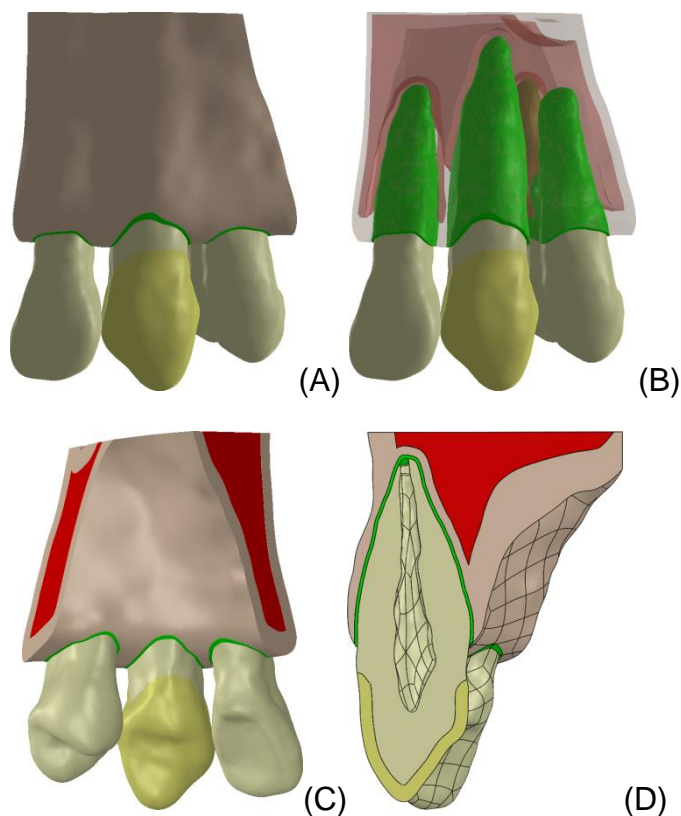
**Figura 1: (A) Imagem do modelo da maxila dentada, conforme disponível no artigo. (B) apresenta a vista com osso semitransparente para visualização das estruturas internas.**



**Fonte: Vasco et al., 2014**

As alterações geométricas necessárias foram realizadas no software tipo CAD SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Para facilitar o processamento e diminuir o peso computacional os modelos foram editados de forma a manter apenas os dentes 22, 23 e 24, e o osso circunjacente, conforme a figura 2.

**Figura 2: Segmento representando região de interesse. (A) e (B): vista vestibular, (C): vista palatina e (D): vista em corte. A imagem (B) foi configurada com osso semitransparente para visualização das estruturas internas.**



**Fonte: Vasco et al., 2014**

Os modelos foram editados para simular um tratamento endodôntico com preenchimento do canal radicular com guta percha e tratamento de uma coroa total fixa totalmente cerâmica. As proporções geométricas dos preparos coronários foram consideradas conforme orientações do fabricante de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS-Empress 2, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), no caso: 2 mm para a porção incisal, 1mm para as porções vestibular, proximais e palatina, término em forma de chanfrado e ângulos arredondados. Não houve férula no preparo, e o pino H terá maior diâmetro se comparado ao pino metálico e ao de fibra de vidro.

### **3.1.2 Engenharia reversa do pino de fibra de vidro**

Para a engenharia reversa do pino de fibra de vidro utilizado no presente

trabalho, um pino foi adquirido e sua geometria foi analisada com paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X e software de mensuração próprio.

### **3.1.3 Edição das variáveis**

Os diferentes modelos desta pesquisa têm o objetivo de avaliar o impacto na distribuição de tensões e risco de fratura de caninos superiores restaurados com pinos de diferentes materiais e formas:

- a) Modelo 1 (M1 - controle): canino superior restaurado com pino de liga nobre (ouro);
- b) Modelo 2 (M2): canino superior restaurado com pino de fibra de vidro 2 mm (Whitepost 3 -FGM-) e com núcleo de preenchimento coronário de resina composta ;
- c) Modelo 3 (M3): Canino superior restaurado com pino em forma de H (SCHMIDLIN et al., 2015) e construído em dissilicato de lítio, semelhante a uma ``endocrown``, com o pino curto confeccionado junto da coroa. Não existe preenchimento. Esse pino possui uma forma básica semelhante a uma viga H, com as duas abas paralelas à superfície vestibular e a alma perpendicular ao plano vestibular de forma a preencher o conduto radicular. A largura das abas foram ajustadas para manter uma largura de 1 mm, pois não houve férula. A altura da alma foi de 3,4 mm e a profundidade do pino foi de 2,5 mm a partir da linha de término do preparo.

Figura 3: Representação de cada modelo estudado

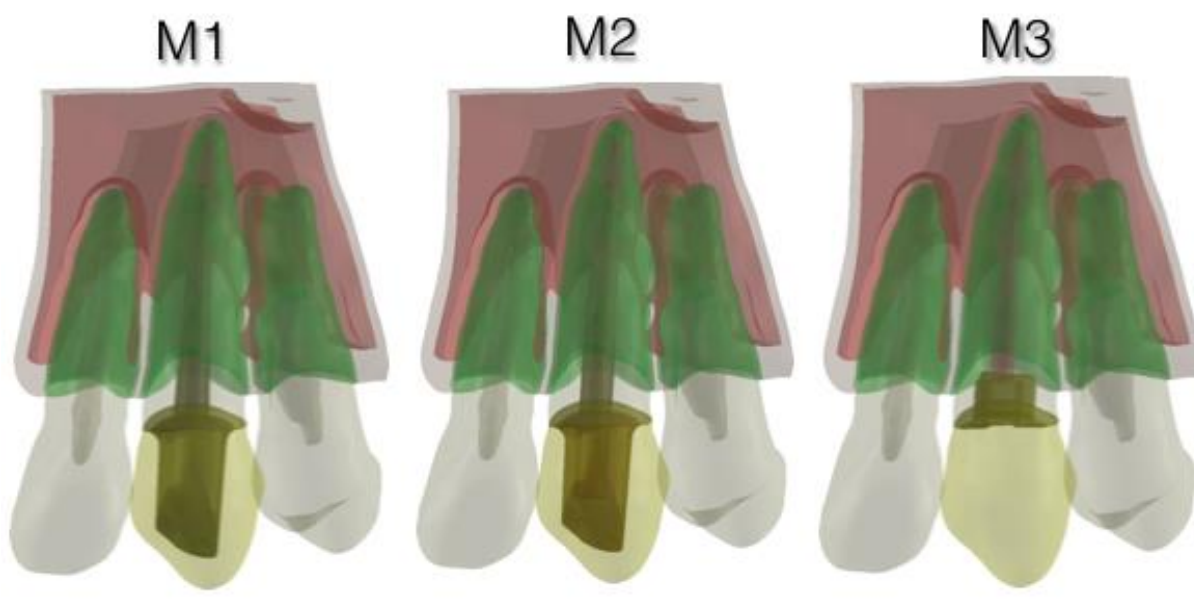
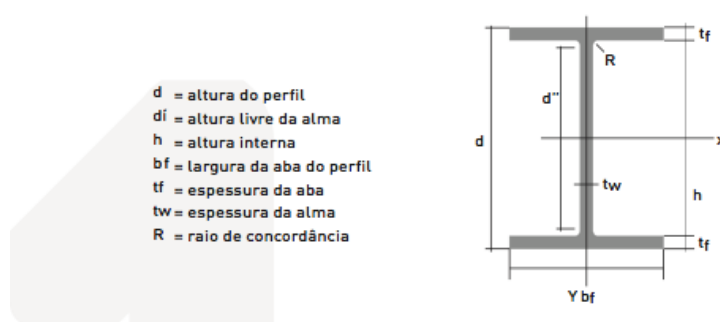


Figura 4: Explicando sobre aba e alma de uma viga. X e Y representam o centro da alma e aba, respectivamente.



Fonte: Vasco et al., 2014

Todos os modelos tiveram espessura mínima do cimento resinoso de 50  $\mu\text{m}$  e remanescente de guta percha de 3 mm.

### 3.2 Simulação

Todos os modelos foram exportados do software Solidworks para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench v16 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), por meio de suplemento próprio do Ansys. Para simular corretamente o comportamento de cada componente, as estruturas foram configuradas com propriedades mecânicas obtidas na literatura. Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas, com exceção da fibra de vidro que foi considerada anisotrópica, conforme tabelas 1 e 2.

**Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais**

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (em GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
Guta-percha (MATTOS et al., 2012)	0,14	0,40
Dentina (MATTOS et al., 2012)	18,45	0,29
Ligamento periodontal	0,006 (PINI et al., 2002)	0,45 (MATTOS et al., 2012)
Osso cortical (MATTOS et al., 2012)	11,17	0,45
Osso esponjoso (MATTOS et al., 2012)	0,0962	0,30
Cimento resinoso (Rely X Arc-3M ESPE, MN, USA)(MATTOS et al., 2012)	5,5	0,24
Compósito (Targis, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (MAGNE et al., 2002)	12,3	0,24
Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2003)	103	0,24
Liga de ouro (pino metálico fundido) (ESKITASCIUGLU et al., 2004)	<b>218</b>	<b>0,33</b>

Fonte: Elaborado pelo autor

**Tabela 2: Propriedades mecânicas anisotrópicas da fibra de vidro (em GPa para módulos)**

<b>Módulo de elasticidade longitudinal</b>	40
<b>Módulo de elasticidade transversal</b>	11
<b>Modulo de cisalhamento longitudinal - transversal</b>	4,2
<b>Modulo de cisalhamento transversal-transversal</b>	4,1
<b>Coefficiente de Poisson longitudinal- transversal</b>	0,26
<b>Coefficiente de Poisson transversal-transversal</b>	0,32

Fonte: Pegoretti et al., 2002

Alguns contatos entre as diferentes estruturas foram considerados como friccionais, permitindo deslizamentos e formação de espaços, objetivando mais aproximação à situação real. Embora o coeficiente de fricção varie de acordo com diversos fatores, para simular a cimentação com cimento resinoso dentro do conduto, por aproximação com outros materiais, foi utilizado um coeficiente de fricção de 0,15 (TILLITSON; CRAIG; PEYTON, 1971; LUDEMA, 1996). A união entre cimento resinoso e dentina foi considerada friccional devido a algumas pesquisas (MONTICELLI et al., 2008; ONAY; KORKMAZ; KIREMITCI, 2010) demonstrarem que esta união se deve em sua maior parte por embricamento mecânico, sem formação de camada híbrida no conduto radicular.

Por simplificação, o contato proximal entre dentes foi considerado sem fricção, permitindo a formação de espaços e deslizamentos entre superfícies. As outras áreas de contato foram consideradas como união perfeita. As simulações foram do tipo não linear em relação ao contato. Suportes fixos foram configurados nas áreas em que o segmento se uniria ao restante da maxila.

As cargas mastigatórias humanas (DELONG; DOUGLAS, 1991; KORIOTH et al., 1997; HIDAKA et al., 1999) demonstram picos de 350N na região posterior e 200N na região anterior. Alguns estudos (JEMT; KARLSSON; HEDEGARD, 1979; FERRARIO et al., 2004) demonstram que próteses fixas podem sofrer cargas que atingem até 650N. Dessa forma, para simulação de cargas de mordida no presente trabalho, utilizou-se de cargas abaixo da média que poderia produzir fraturas catastróficas para melhor compreensão do comportamento das forças. Duas condições de carregamento foram utilizadas: A primeira consiste numa carga oblíqua de 100N, direcionada em 45 graus em relação ao longo eixo do dente para a região compreendida entre o terço médio e incisal da concavidade palatina do elemento 23. A segunda consiste numa carga vertical de 100N, direcionado paralelamente ao longo eixo do dente para a região compreendida na face incisal do elemento 23.

Para se assegurar uma análise comparativa precisa, as malhas foram geradas e validadas através de um processo de refinamento de malha, verificando-se a convergência dos resultados. O número de nós e elementos foram gradualmente aumentados nas regiões de picos de tensão, até que a diferença nos picos dos resultados, entre um refinamento de malha e outro, fosse de 5% ou menos. Com essas medidas, o erro da simplificação, característico do processo de

discretização foi minimizado. A malha foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid187), que possibilitaram a simulação de estruturas irregulares como a do presente trabalho, resolvendo-as no Windows 7 x 64, processador Intel I7 920, 24 Gb RAM. A análise foi do tipo não linear em relação ao contato. A plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.

### **3.3 Forma de análise dos resultados**

Os resultados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente para análise qualitativa e quantitativa, a fim de se obter um melhor entendimento das situações propostas.

O critério de Rankine, também chamado de critério da tensão normal máxima, foi utilizado para a dentina por considerar a diferença no impacto das tensões de tração e compressão em materiais frágeis e por permitir avaliar o provável eixo de fratura do dente, auxiliando a avaliar o prognóstico clínico do dente. No caso permite indicar se a provável fratura será catastrófica, com a perda do elemento, ou não. Critérios como o de Tresca e de von Mises são recomendados para materiais dúcteis (materiais que possuem uma resistência a tração semelhante da compressão). A dentina é frágil, com uma resistência a tração bem menor do que compressão. Nesse caso, como a dentina normalmente fratura por tensões de tração o critério de Rankine é mais indicado por diferenciar tração de compressão.

#### 4 ARTIGO

**Avaliação do comportamento de forças no conjunto dente/pino, em pino intra-radicular de formato H, pelo Método de Elementos Finitos**

Artigo preparado dentro das normas do periódico **Quintessence International (B2)**.

Normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico:

<http://www.quintpub.com/journals/qi/authorguide.pdf/>

**Avaliação do comportamento de forças no conjunto dente/pino, em pino intra-radicular de formato H, pelo Método de Elementos Finitos**

Aloísio Araújo,<sup>a</sup> Eduardo Nunes<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Aluno do Curso Mestrado Acadêmico em Odontologia da PUC Minas.

<sup>b</sup> Professor do Departamento de Odontologia da PUC Minas.

*Trabalho desenvolvido no Curso de Pós-graduação em Odontologia – Mestrado em Clínicas Odontológicas do Departamento de Odontologia da PUC Minas.*

Correspondência ao autor:

Prof. Eduardo Nunes

Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Av. Dom José Gaspar, 500 - Prédio 46

30.535-901 - Belo Horizonte/MG - Brasil

Fone: +55-31-3319-4414 - Fax: +55-31-3319-4415

Email: edununes38@terra.com.br

## **Evaluation of the behavior of forces in tooth-pin joints, specifically H-shaped intraradicular pins, by the Finite Element Method**

### **SUMMARY**

**Problem statement:** The biomechanical behavior of pins has been extensively researched in vivo and in vitro, without, however, obtaining a consensus on several types of pins or the preparation indicated for certain situations. **Objective:** The objective of this research was to evaluate a little studied type of pin, short in H-format, as an alternative for restorative treatment in upper canine teeth. **Material and Methods:** Using the Finite Element Method, dissipation of forces was observed, as well as to what extent changes occurred, such as in the root and root fracture. Three canine models were created, submitted to oblique loads and, in simulation of a canine guide, divided into 3 groups: M1: noble alloy pin (gold); M2: fiberglass pin; M3: short pin in H-format. **Results:** After the tests, smaller areas of stress and the tendency to fracture were observed in the M1 and M2 groups when subjected to loads. **Conclusion:** The use of the H-pin showed inferior results to the other pins.

**KEY WORDS:** Fracture of teeth. Finite element methods. Core. Pin. Resistance.

### **CLINICAL IMPLICATIONS**

This short H-shaped pin proved to be unfeasible for clinical practice in the canine tooth because it presented greater chances of failure.

## INTRODUCTION

Digital technologies, such as the Finite Element Method (FEM) analysis, provide better simulations, give non-invasive and accurate results in many researches, and improve the quality and reliability of studies.<sup>1</sup>

Restoration of endodontically treated teeth represents a major clinical challenge in contemporary dentistry.<sup>2</sup> Conventionally, teeth with the compromised clinical crowns are restored by means of pins and crowns, but always with care for their properties and techniques, such as pin length or type of preparation. Over time, there have been improvements involving the material from which pins are made.

The biomechanical behavior of pins has been extensively researched in vivo and in vitro, without, however, obtaining consensus on several types of pins or the preparation indicated for certain situations. Several factors determine pin selection, such as: function, resistance to loads and tensions, shape, and aesthetics.<sup>3</sup> The evaluation of the behavior of a pin system is usually based on existing clinical data or inferred from studies in a laboratory. In vitro tests often evaluate the maximum load resistance that the tooth can withstand before catastrophic failure. There is a great deal of research and many articles on the total resistance to fracture of restored and endodontically treated teeth, but there is little qualitative information about the events involved in failure of restoration and pin and tooth preparation, especially on the design characteristics that could prevent the occurrence of failures.<sup>4</sup>

Pin length, preservation of dental tissue, presence of splint, and adhesion are considered preponderant conditions for long-term success. Additional clinical procedures such as crown augmentation have been suggested to provide an alternative solution to increase mechanical endodontically treated teeth with coronary involvement.<sup>5</sup>

A type of short H-shaped pin, together with the coronary part, justified its use by increasing fracture resistance in unirradiated teeth, was advocated.<sup>6</sup> Based on this information, this

research aimed to evaluate the use of this pin in canine teeth, due to their position, function, and resulting movements in the canine guide. Using the finite element method, fracture strength and preparation technique were evaluated.

## **MATERIAL AND METHODS**

In pre-processing, a three-dimensional geometric model of maxilla was obtained, constructed from a tomography of volunteers available for academic research.<sup>1</sup>

The required geometric changes were performed in SolidWorks 2015 CAD-type software (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). To facilitate processing and to decrease computational weight, the models were edited in order to maintain only teeth 22, 23, and 24, and the surrounding bone.

The models were edited to simulate an endodontic treatment with filling of the root canal with gutta percha and the making of a fixed total ceramic crown. The geometric proportions of the coronary preparations were considered per the guidelines of the manufacturer of vitreous ceramics of lithium disilicate (IPS-Empress 2, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), namely: 2 mm for the incisal portion, and 1mm for the vestibular, proximal, palatine, beveled, and rounded angles. There was no splint in the preparation, and the H-pin would have a larger diameter when compared to the metal pin and fiberglass.

For the reverse engineering of the fiberglass pin used in the present work, a pin was acquired and its geometry was analyzed with a digital caliper (Litz Professional, Germany) and digital microscope (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D & F, Ltd, Bantian Village, China) with 10x - 500X magnification and proprietary metering software.

Upper canine models were divided into three experimental groups:

1. Model 1 (M1 - control): upper canine restored with noble alloy pin;
2. Model 2 (M2): upper canine restored with 2 mm fiberglass pin (Whitepost 3-FGM-) and composite resin core filling;
3. Model 3 (M3): Upper canine restored with H6-shaped pin and built in lithium disilicate, similar to an endocrown. There was no fill. This pin had an H-shape, with the two flaps parallel to the buccal surface and the center perpendicular to the buccal plane so as to fill the root canal. The width of the flaps was adjusted to maintain a width of 1mm, as there was no splint. The height of the core was 3.4 mm and the depth of the pin was 2.5 mm from the finishing line of preparation.

All models had a minimum thickness of resin cement of 50  $\mu\text{m}$  and remnant of gutta percha of 3 mm.

In the simulation process, all models were exported from Solidworks software to Ansys Workbench v16 finite element simulation software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) using Ansys' supplement. To correctly simulate the behavior of each component, the structures were configured with mechanical properties obtained in the literature. All structures were considered isotropic, homogeneous, and linearly elastic, except for the glass fiber that was considered anisotropic.

For simplicity, the proximal contact between the canine teeth was considered without friction, allowing the formation of spaces and landslides between surfaces. The other proximal contact areas were considered a perfect union. The simulations were nonlinear in relation to contact. Fixed brackets were configured in areas where the segment would join the remainder of the maxilla.

In order to ensure an accurate comparative analysis, the meshes were generated and validated through a mesh refinement process, with the convergence of the results verified. The number

of nodes and elements were gradually increased in the peak voltage regions until the difference in peak results between one mesh refinement and the other was 5% or less. With these measures, the simplification error, characteristic of the discretization process (subdivision of the mesh) was minimized. The mesh was generated with quadratic tetrahedric elements of 10 knots (Ansys solid187), which allowed the simulation of irregular structures such as the present work, solving them with a computer running Windows 7, with an Intel I7 920 processor and 24 Gb of RAM. The analysis was nonlinear in relation to contact. The graphical and numerical plotting of the data was recorded, evaluated, and compared.



**Figure 1:** Internal angles of pin H. In model M3, due to the shape of the pin, there are  $90^\circ$  angles with a roundness of 0.25 mm in each angle. It is possible that increasing the rounding of the angles will reduce the risk of fracture, although this may also affect the retention of the pin by the greater expulsivity.

## RESULTS

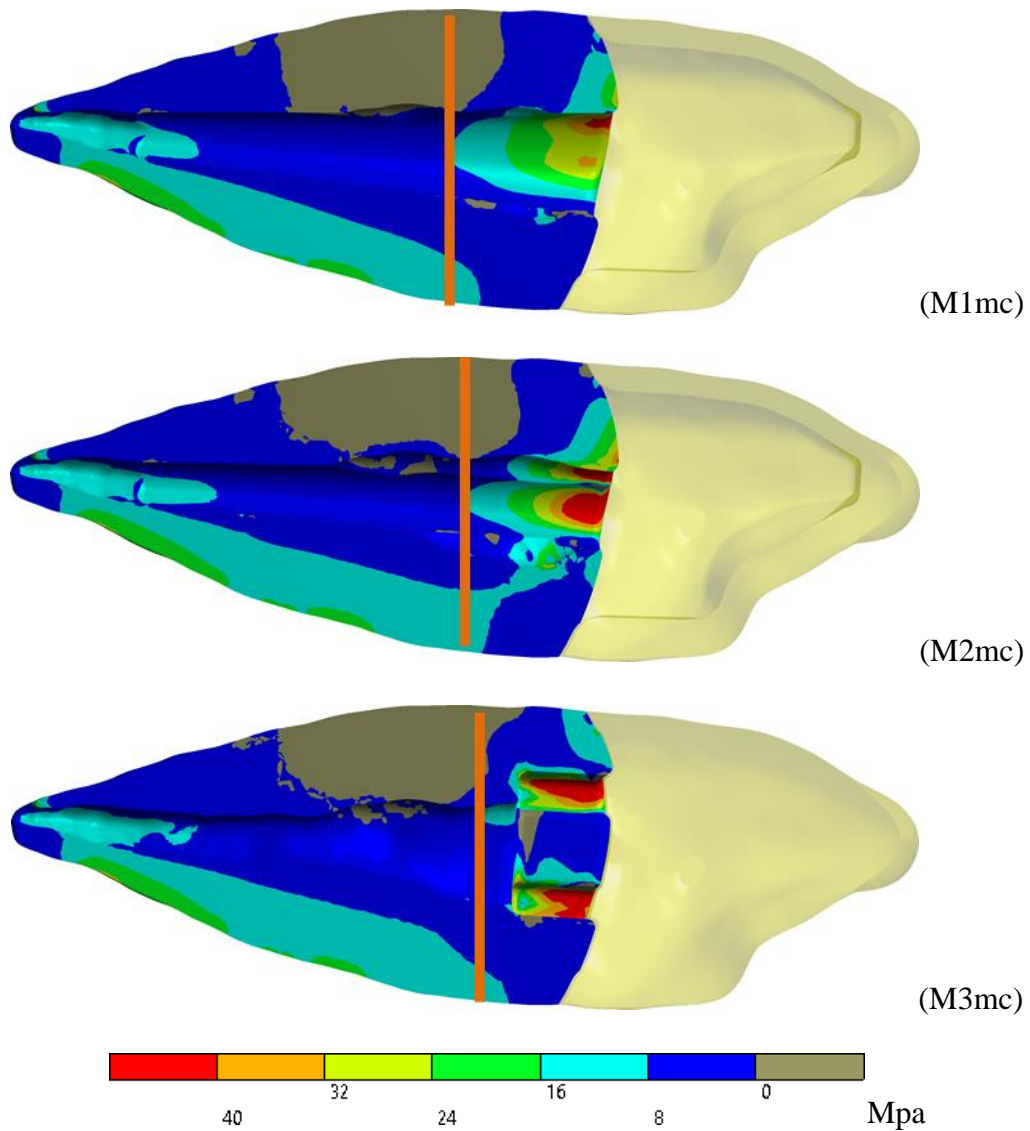
The results were recorded, evaluated, and compared graphically and numerically for qualitative and quantitative analysis, in order to obtain a better understanding of the proposed situations.

When analyzing the quantitative results in dentin with the oblique loads presented, it was observed that the model with a lower risk of fracture was either a metal pin, or M1, followed by a fiberglass pin, or M2. The model with the greatest risk was M3. In the canine guide load, although there were small quantitative and qualitative variations between the results, the trends were fundamentally the same as in the oblique load.

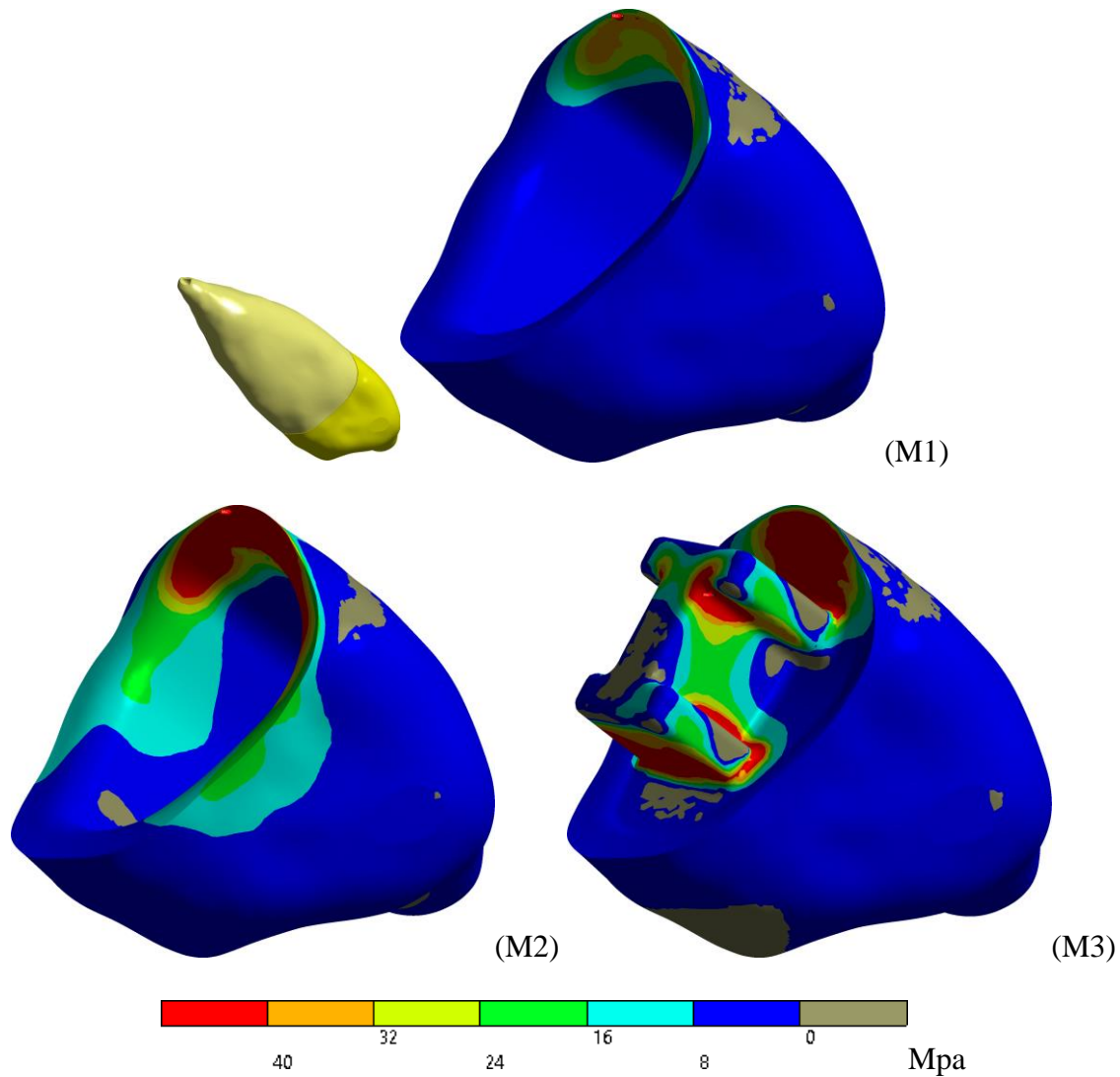
When the ceramic crown results were analyzed qualitatively in the oblique load, the traction peaks occurred in the vestibular cervical region in the M1 and M2 models and in the anterior apical portion of the H-pin in the M3 model.

For the results of the clinical crown in the canine guide, both internal and external surface results were plotted. This division was performed for a better understanding of the results, since on the outer surface the contact between the antagonist structure generated fairly similar stress concentrations between the models, while there was greater variation on the inner surface of the crown.

Qualitatively, on the one hand, the M1 and M2 models showed traction tension peaks in the cervical vestibular region of the models, as well as the oblique load results. On the other hand, the peaks in the M3 model occurred in the posterior region of the pine. Quantitatively, the same trend found in the oblique load was observed; that is, the M1 model presented the lowest fracture risk, the M2 model with intermediate risk, and M3 model with the highest risk.



**Figure 2:** Results of the main maximum stresses in the dentine under an oblique load with emphasis on the apical propagation of the canal stresses. The orange bar was positioned at the intracanal apical limit of the light blue tension range (intervals 8-16) or above. View I: incisal, a: apical, m: mesial, and mc: mesial in cut of the tooth 23. This is the mesial view visualizing the distal wall.



**Figure 3:** Results of the main maximum stresses in the ceramic crown under an oblique load. Mesial apical view. The location of the peak can be identified by a small red arrow.

## DISCUSSION

A literature review<sup>7</sup> on dentin tensile strength found values ranging from 52 Mpa to 105 Mpa. According to the authors, this difference is possibly due to faults in the specimens that led to much lower values in some studies, since treatments prior to the experiments in order to regularize the surface, such as sand jets, increased resistance of the specimens. For this reason, despite the great variations of the literature, the reference of a work that promoted

regularization of the surface before the tests was used, in order to consider dentin without pre-existing defects.

In checking the literature comparing the risk of fracture of restored teeth with pins of greater rigidity (such as those made of metal) and lower stiffness (such as fiberglass), conflicting reports are found. For some authors, those who presented a lower risk of fracture were the teeth restored with pins of greater stiffness.<sup>8-10</sup> For others, the lowest risk of fracture were the pins of less rigidity.<sup>11,12</sup> To increase the uncertainties, we found studies in which, for other authors, the performance of both was similar.<sup>13-16</sup>

Some reasons for these contradictory results include a lack of homogeneity in the methodology of the works; however, within the context of the present work three characteristics are fundamental:

1. The bending tendency of the tooth / pin assembly;
2. The adaptation / passivity of the intraradicular pin;
3. The topography of the surface of the root canal.

When considering the dental flexural tendency, it is known that an anterior tooth, when receiving normal bite loads (oblique), presents a tendency of flexion, with the coronary portion projecting to the vestibular and the root portion retained in the alveolus. A pin of greater rigidity decreases the tendency of flexion, which in turn decreases the deformation in the dentin, reducing the risk of tooth fracture.

Conversely, when considering the adaptation of a pin to the root canal, due to inherent characteristics of casting, preparation, and treatment of the conduit and the preparation of the pins, distortions can occur that cause irregularities in the surface of the pin.<sup>17</sup> These irregularities would be points of stress concentration and the higher stiffness of the pin would

concentrate more stresses on the irregularity, while the lower stiffness of the pin would allow the greater deformation, distributing more tensions on the rest of the surface and reducing the localized stresses on the irregularity. Clinically and laboratorially, depending on their size, these irregularities could go unnoticed and affect treatment performance.

It was possible to verify that greater stiffness of the pin is beneficial to prevent the flexion of the tooth; however, it is deleterious to accommodate irregularities in the pin or dentin. When considered for the present work, a perfectly passive adaptation was simulated. Thus, only the effect of pin stiffness on the tendency of dentin flexion has an impact on the final results.

Regarding fracture conditions, in clinical terms, a structure usually does not fail by a single moment of force, such as in the simulation, but by cyclic stresses and a fatigue process that gradually impairs the properties of the material (the properties as flow limit and material will decrease over time). It is for this reason that a clinically safe structure should not be considered simply because it presents peaks of results smaller than the resistance of the material in the simulations performed.<sup>18</sup> Theoretically, all material has a useful life, and the greater the percentage of the result, flow limit, or resistance, the faster the fault process will occur.

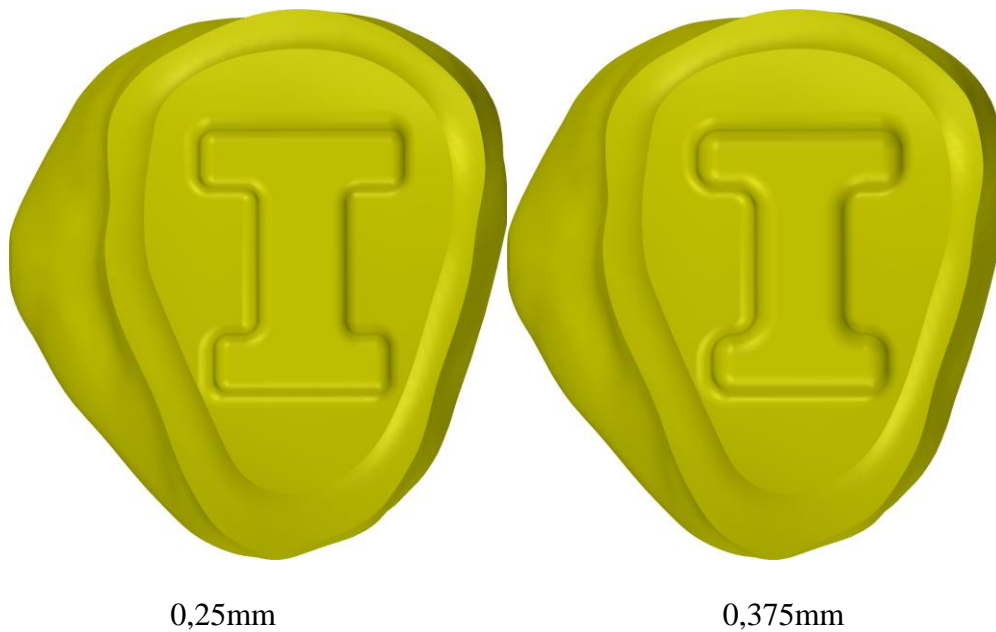
Human masticatory loads<sup>18-20</sup> demonstrate a peak of 350N in the posterior region and 200N in the anterior region. Some studies<sup>21,22</sup> have shown that fixed prostheses can undergo loads that reach up to 650N in posterior regions. Thus, for bite load simulation in the present work, we used below-average loads that could produce catastrophic fractures for a better understanding of the force's behavior. Two loading conditions were used: the first consisted of an oblique load of 100N, directed at 45 degrees to the long axis of the tooth, to the region between the middle and incisal third of the palatine concavity of element 23. The second consisted of a load vertical direction of 100N, directed parallel to the long axis of the tooth towards the region comprised in the incisal face of the element 23.

Comparing the results of the M1 and M2 models with the M3 model, results 2 to 4 times higher can be observed. The probable reasons for this behavior are variables probably associated with the characteristics of pin H and can be enumerated in:

1. Minor intrusion to apical H. pinus;
2. Sharp internal angles on pin H, even if rounded;
3. Lower dentin thickness around the pin.

Initially, by analyzing the cut images of the figure the tensions in the radicular region extend more to apical in the models with conventional pins. This distribution, more apical, probably reduces the concentration of tensions in the cervical region where the peaks occurred, although it is not possible, within the characteristics of this research, to know if this difference is significant.

Another factor would be with respect to the internal angles of the H-pin. The M1 model pin had an oval section shape; the M2 model pin had a circular shape; and the M3 model pin had 90° angles that suffered a rounding of 0.25mm in each angle. This sharper angulation possibly influenced the results, although it is possible that increasing the rounding of the angles on pin H decreases the risk of fracture. This also possibly affects the retention of the pin by the greater expulsivity. More studies are needed to verify these variations.



**Figure 4:** Difference in the internal angles of possible H-pins. 0.25mm was the rounding used in the present work, while 0.375mm is a larger rounding that probably affects the results.

There was another factor related to the dentin thickness around the H-pin. As discussed earlier, there is possibly an equilibrium that alters the risk of fracture by maintaining dentin thickness around the pin to provide greater resistance of the dental base and increase the size of the tooth pin to increase the area of voltage distribution, thus reducing voltage peaks. However, this relationship is not defined in the literature, and more study is needed to evaluate these variables.

The Rankine criterion, also called the maximal normal stress criterion, was used for dentin because it considers the difference in the impact of tensile and compression tensions on friable materials and allows the evaluation of the probable axis of the fracture of the tooth, helping to evaluate the clinical prognosis of the tooth. In this case it indicates if the probable fracture will be catastrophic, with the loss of the element, or not. Criteria such as that of Tresca and von Mises are recommended for ductile materials (materials having a similar tensile strength of compression). The dentine is friable, with a tensile strength much smaller

than compression. In this case, since dentine normally fractures by tensile stresses, the Rankine criterion is more indicated by differentiating compression traction.

Some contacts between the different structures were considered frictional, allowing sliding and formation of spaces aimed more as an approximation to the real situation. Although the coefficient of friction varied according to several factors, a coefficient of friction of 0.15.<sup>23,24</sup> was used to simulate cementation with resin cement within the conduit. The bond between resin cement and dentin was considered frictional due to some research<sup>25,26</sup>, having shown that this union is largely due to mechanical bonding without hybrid layer formation in the root canal.

As for the initially mentioned article about pins, H<sup>6</sup> should be considered as an in vitro work, with internal angles significantly more rounded than in the current work and with seemingly inferior adaptation, which probably affected the presented results.

After the simulations and analysis of the quantitative results on the pins present in the oblique load, it was observed that the model with lower fracture risk was either with a metal pin, followed by a fiberglass pin, and the M3 model presented the highest risk of fracture. In the canine guide load, although there were small quantitative and qualitative variations between the results, the trends were fundamentally the same as in the oblique load, possibly for the same reasons. This suggests that the variation of oblique and horizontal loads has a relatively small influence on the risk ratio of the analyzed models.

In the ceramic crown in the qualitative analysis of oblique load results, traction peaks occurred in the vestibular cervical region in the M1 and M2 models and in the anterior apical portion of the H-pin in the M3 model. However, in the canine guide, qualitatively the M1 and M2 models presented peaks of tensile stress in the cervical vestibular region of the models, as well as in oblique load results. In contrast, the peaks in the M3 model occurred in the posterior region of the pine.

It should be considered that under clinical conditions, due to the intensity of the results in relation to the strength of the materials, the dentin will probably fracture long before a crown fracture and, therefore, its results should be considered more relevant than the pins for evaluation of the clinical performance of these treatments. Many variables are dependent on taking this study for clinical application, such as clinically variable cement thickness and anatomical structures that may present variations of normality; these can have different significant impacts on the results. When possible, they should be simulated, and if the work in question cannot simulate certain structures - crowns of a treatment or the periodontal ligament, for example - the results should be carefully analyzed for the possibility of distortion of the results.

Considering the principle of I or H beams used in civil engineering, there are a number of characteristics involved, such as a beam that is normally not encased by other material and having a pattern of forces directed at its long axis. In dentistry, due to the dynamics of the distribution of loads and the way of use, it is a structure that resists different and more varied types of load. In this sense, caution should be exercised when transferring principles of the use of I or H beams in civil engineering directly into dental use.

Another factor to consider is that the present research is part of a work that should be broader, and several characteristics of the H-pins can be modified in order to guarantee a better clinical performance of the treatments. Thus, it should be understood that the H-pin treatment performs poorly under the conditions analyzed, but not necessarily that the H-pin principle is inferior. In this context, more studies are needed to better understand the application of these pins in tooth restoration with endodontic treatment.

It was concluded that the use of this H-pin is not feasible for clinical practice in the canine tooth because it presented greater chances of failure, and future research and tests must be performed to enable the use of this type of protocol and technique.

**REFERENCES**

1. Vasco MAA, Souza JTA, Las Casas EB, Castro e Silva ALR, Hecke M. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. *CMBBE: Imaging & Visualization* 2014;3:117-122.
2. Sedgley CM, Messer HH. ‘‘Are endodontically treated teeth more brittle?’’. *J Endod* 1992;18:332-335.
3. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011;56:77-83.
4. 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;39:443-452.
5. Mattos CM, Las Casas EB, Dutra IG, Sousa HA, Guerra SM. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent* 2012;40:423-432.
6. Schmidlin PR, Stawarczyk B, DeAbreu D, Bindl A, Ender A, Ichim IP. Fracture resistance of endodontically treated teeth without ferrule using a novel H-shaped short post. *Quintessence Int* 2015;46:97-108.
7. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14:13-29.
8. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. *J Prosthet Dent* 2013;109:296-303.
9. Franco EB, Lins do Valle A, Pompéia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent* 2014;111:30-34.

10. Kaya BM, Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand* 2013;71:1063-1070.
11. Gbadebo OS, Ajayi DM, Oyekunle OO, Shaba PO. Randomized clinical study comparing metallic and glass fiber post in restoration of endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res* 2014;25:58-63.
12. Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent* 2013;110:127-133.
13. 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;20:63-69.
14. Queiroz VS, Pizi EC, Soares CJ, Macedo VC, Martins LR. Fracture resistance of composite resin cores with or without prefabricated posts over different substrates. *Gen Dent* 2011;59:214-218.
15. Rosa R, Hwas A, Melo D, Valandro LF, Kaizer O. Fracture strength of endodontically treated teeth restored with different strategies after mechanical cycling. *Gen Dent* 2012;60:62-68.
16. Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts--clinical testing of a biomechanical concept: seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endod* 2012;38:1557-1563.
17. Estrela C, Pécora JD, Estrela CRA, Guedes OA, Silva BSF, Soares CJ, et al. Common operative procedural errors and clinical factors associated with root canal treatment. *Braz Dent J* 2017;28:179-190.

18. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. *J Dental Res* 1999;78:1336-1344.
19. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991;38:339-345.
20. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997;30:631-633.
21. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32:451-457.
22. Jemt T, Karlsson S, Hedegård B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent* 1979;42:669-673.
23. Ludema KC. Friction wear lubrication: a textbook in tribology. São Paulo: CRC-Press, 1996. 272p.
24. Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res* 1971;50:149-154.
25. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008;87:974-979.
26. Onay EO, Korkmaz Y, Kiremitci A. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine. *Int Endod J* 2010;43:259-268.



## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Estudos clínicos são essenciais na avaliação de longevidade de dentes tratados endodonticamente, pinos intra-radiculares e coroas totais. Quando analisadas as características dos materiais, sua estrutura, comportamento e funcionamento mecanicamente, pode-se ter maior previsibilidade de um possível sucesso clínico.

O MEF se caracteriza como técnica que tem melhor precisão e qualidade para análise de fatores como aplicação de forças e consequentemente estresse, devido à visualização de uma estrutura real, através de um número finito de elementos de forma digital. Existe uma dificuldade de profissionais da odontologia de interpretar corretamente os resultados desta técnica, devido à necessidade de correto estudo e manejo dos resultados, por isso se torna interessante a aliança com outras áreas como a engenharia.

Neste trabalho pode-se concluir após as simulações que na análise dos resultados quantitativos nos pinos presentes na carga oblíqua, observa-se que o modelo com menor risco de fratura foi o com pino metálico, ou M1, seguido pelo com pino de fibra de vidro, ou M2, e o modelo de maior risco foi o modelo M3. Na carga da guia canina, as tendências foram fundamentalmente as mesmas que na carga oblíqua e possivelmente pelos mesmos motivos. Isso sugere que a variação de carga oblíqua e horizontal possui influência relativamente pequena na relação de risco dos modelos analisados. Na coroa cerâmica na análise qualitativa dos resultados da carga oblíqua, os picos de tração ocorreram na região cervical vestibular nos modelos M1 e M2 e na porção apical anterior do pino H no modelo M3, já na guia canina qualitativamente os modelos M1 e M2 apresentaram picos de tensão de tração na região vestibular cervical dos modelos, assim como nos resultados da carga oblíqua. Por outro lado, os picos no modelo M3 ocorreram na região posterior do pino.



## REFERÊNCIAS

- ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M.V. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.89, n.4, p. 374-380, Apr. 2003.
- DELONG, R.; DOUGLAS, W.H. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.38, n.4, p. 339-345, Apr. 1991.
- ESKITASCIOGLU, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.91, n.2, p. 144-150, Feb. 2004.
- FERRARIO, V.F. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **Journal of Dentistry**, v.32, n.6, p. 451-457, Aug. 2004.
- GORACCI, C.; FERRARI, M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Australian Dental Journal**, v.56, n.1, p. 77-83, June 2011.
- HIDAKA, O. et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. **Journal of Dental Research**, v.78, n.7, p.1336-1344, July 1999.
- ICHIM, I.; KUZMANOVIC, D.V.; LOVE, R.M. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **International Endodontic Journal**, v.39, n.6, p. 443-452, June 2006.
- JEMT, T.; KARLSSON, S.; HEDEGARD, B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.42, n.6, p. 669-673, Dec. 1979.
- KORIOTH, T.W. et al. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. **Journal of Biomechanics**, v.30, n.6, p. 631-633, June 1997.
- LUDEMA, K.C. **Friction Wear Lubrication**: a textbook in tribology. Boca Raton, Flórida: CRC-Press, 1996, 272p.
- MAGNE, P. et al. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.87, n.5, p. 516-527, May 2002.
- MATTOS, C.M. et al. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. **Journal of Dentistry**, v.40, n.5, p. 423-432, May 2012.

MONTICELLI, F. et al. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. **Journal of Dental Research**, v.87, n.10, p. 974-979, Oct. 2008.

ONAY, E.O.; KORKMAZ, Y.; KIREMITCI, A. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine.

**International Endodontic Journal**, v.43, n.4, p. 259-268, Apr. 2010.

PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v.23, n.13, p. 2667-2682, July 2002.

PINI, M. et al. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. **Journal of Periodontal Research**, v.37, n.4, p. 237-244, Aug. 2002.

SCHMIDLIN, P.R. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth without ferrule using a novel H-shaped short post. **Quintessence International**, v.46, n.2, p. 97-108, Feb. 2015.

SEDGLEY, C.M., MESSER, H.H. Are endodontically treated teeth more brittle? **Journal of Endodontics**, v.18, n.7, p. 332-325, 1992.

TILLITSON, E.W.; CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Friction and wear of restorative dental materials. **Journal of Dental Research**, v.50, n.1, p. 149-154, Jan./Feb. 1971.

VASCO, M. et al. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization**, v.3, n.3, p. 117-122, Mar. 2014.