



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

**DESENVOLVIMENTO DE MODELOS BIOMECÂNICOS PARA ANÁLISE
DE TENSÕES EM PINOS INTRARRADICULARES BIOLÓGICOS**

ARTUR HENRIQUE DE FREITAS AVELAR

Belo Horizonte, 2012

Artur Henrique de Freitas Avelar

**DESENVOLVIMENTO DE MODELOS BIOMECÂNICOS PARA ANÁLISE
DE TENSÕES EM PINOS INTRARRADICULARES BIOLÓGICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2012

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pela educação dada.

Aos amigos por me proporcionarem momentos de distração das tarefas árduas dos dia a dia.

Ao meu gato por estar sempre por aí soltando pêlos.

A todos do Laboratório de Bioengenharia que me ajudaram nesse trabalho.

Ao meu orientador por ter feito esse trabalho perfeito de me orientar.

A todos os professores que de uma forma ou de outra, contribuíram para este trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	IV
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	V
RESUMO	VII
ABSTRACT	VIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo Geral	3
1.2. Objetivos Específicos	4
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Retenções Intrarradiculares	5
2.2. Substrato Dentinário	15
2.3. Simulações Numéricas dos Modelos Dentários	20
3. METODOLOGIA	33
3.1. Ensaio de Tração	33
3.2. Ensaio de Compressão a 135°	44
3.3. Critério de Falha	52
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1. Ensaio de Tração	54
4.2. Ensaio de Compressão a 135°	61
5. CONCLUSÕES	76
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	78
7. REFERÊNCIAS	79

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Esquema ilustrativo dos diferentes tecidos do dente humano (TAVANO, 2010) ..5	5
FIGURA 2.2 – Exemplo de um dente não sadio que necessita de tratamento dentário.....6	6
FIGURA 2.3 – Etapas do tratamento endodôntico com pinos (BARATIERI, <i>et al.</i> , 2001).....6	6
FIGURA 2.4 – Valores de módulo de elasticidade da dentina medidos ao longo do tempo (KINNEY <i>et al.</i> , 2003).....10	10
FIGURA 2.5 – Ensaio de compressão a 135° (LI <i>et al.</i> , 2011).....15	15
FIGURA 2.6 – Desenho esquemático dos corpos de prova de dentina (INOUE, <i>et al.</i> , 2002)17	17
FIGURA 2.7 – Simulação em elementos finitos em 2D (REINHARDT <i>et al.</i> , 1983)21	21
FIGURA 2.8 – Ensaio em elementos finitos em 2D (RUBIN <i>et al.</i> , 1983).....22	22
FIGURA 2.9 – Distribuição de tensões em dente restaurado com núcleo fundido (A) e pino de fibra (B) (ESKITAŞCIOĞLU <i>et al.</i> , 2002).....26	26
FIGURA 2.10 – Distribuição de tensões em dentes restaurados (AVERSA <i>et al.</i> , 2009).....30	30
FIGURA 3.1 – Ensaio de tração. A – Máquina de ensaios EMIC DL-10000; B – Garras autotravantes para polímeros com corpo de prova posicionado (TAVANO, 2010).....34	34
FIGURA 3.2 – Modelo de corpo de prova e garras para ensaio de tração.....34	34
FIGURA 3.3 – Elemento hexaédrico com 8 nós.....35	35
FIGURA 3.4 – Geometrias do pino e ensaio de tração com respectivas malhas36	36
FIGURA 3.5 – Curva tensão-deformação de um dos corpos de prova de dentina bovina (TAVANO, 2010)37	37
FIGURA 3.6 – Curva tensão-deformação de dentina humana - valores médios37	37
FIGURA 3.7 – Curva tensão-deformação de dentina bovina - valores médios38	38
FIGURA 3.8 – Modelo do ensaio de tração com a seção A-A40	40
FIGURA 3.9 – Imagem de seção da cabeça do Visible Human Project (2009)42	42
FIGURA 3.10 – Demarcação dos dentes caninos do Visible Human Project (2009).....43	43
FIGURA 3.11 – Contornos referentes à geometria do dente43	43
FIGURA 3.12 – Modelo geométrico do dente canino44	44
FIGURA 3.13 – Componentes do ensaio de compressão a 135°: A – Ligamento periodontal de poliéter; B – Raiz dentária; C – Camada de cimento; D – Pino intrarradicular; E – Núcleo de resina composta; F – Cutelo de aplicação de carga.....45	45

FIGURA 3.14 – Ensaio de compressão a 135° A – Dispositivo para ensaio; B – Detalhe na região palatina do corpo de prova em 135° ao longo do eixo do dente (TAVANO, 2010)	46
FIGURA 3.15 – Montagem completa do ensaio de compressão a 135°	47
FIGURA 3.16 – Elemento tetraédrico com 4 nós	47
FIGURA 3.17 – Geometria do ensaio de compressão a 135° e sua respectiva malha	48
FIGURA 3.18 – Linhas de comparação de resultados para o teste de malha	49
FIGURA 3.19 – Curva padrão força-tempo de um ensaio de compressão a 135° (TAVANO, 2010).....	51
FIGURA 3.20 – Curva força-tempo de um ensaio de compressão a 135° com pino de dentina humana	52
FIGURA 3.21 – Curva força-tempo de um ensaio de compressão a 135° com pino de dentina bovina	52
FIGURA 4.1 – Distribuição de tensões no ensaio de tração de dentina humana. A – Visão frontal; B – Corte longitudinal; C – Imagem ampliada da conexão da garra com pino	55
FIGURA 4.2 – Distribuição de tensões no ensaio de tração de dentina bovina. A – Visão frontal; B – Corte longitudinal; C – Imagem ampliada da conexão da garra com pino	55
FIGURA 4.3 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina humana.....	56
FIGURA 4.4 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina bovina	56
FIGURA 4.5 – Curvas de tensão-deformação após refinamento da malha. A – Dentina humana; B – Dentina bovina	58
FIGURA 4.6 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina humana com dados da seção A-A.....	59
FIGURA 4.7 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina bovina com dados da seção A-A.....	59
FIGURA 4.8 – Exemplo de penetração de corpos em elementos finitos.....	61
FIGURA 4.9 – Simulações do ensaio de compressão a 135° de um dente tratado com pino de dentina humana com diferentes coeficientes de atrito	62
FIGURA 4.10 – Curva força-tempo do dente canino tratado com pino de dentina humana em modelo com 50 mil elementos	63
FIGURA 4.11 – Curva força-tempo do dente canino tratado com pino de dentina bovina em modelo com 50 mil elementos	64

FIGURA 4.12 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina bovina no modelo de 50 mil elementos. A – Visão lateral; B – Corte lateral.....	65
FIGURA 4.13 – Tensões ao longo do dente após o ensaio e detalhes das áreas do teste de malha. A – Dente com as linhas demarcadas; B – Tensões na linha L ₁ ; C – Tensões na linha L ₂ ; D – Tensões na linha L ₃	66
FIGURA 4.14 – Desvio por refinamentos em dente restaurado com dentina humana. A – Teste de malha dos valores de força em diferentes tempos; B – Teste de malha ao longo de L ₁ ; C – Teste de malha ao longo de L ₂ ; D – Teste de malha ao longo de L ₃	67
FIGURA 4.15 – Desvio por refinamentos em dente restaurado com dentina humana. A – Teste de malha dos valores de força em diferentes tempos; B – Teste de malha ao longo de L ₁ ; C – Teste de malha ao longo de L ₂ ; D – Teste de malha ao longo de L ₃	68
FIGURA 4.16 – Curva de força-tempo do dente tratado com pino de dentina humana.....	69
FIGURA 4.17 – Curva de força-tempo do dente tratado com pino de dentina bovina.....	69
FIGURA 4.18 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina humana no modelo de 300 mil elementos e 75 mil nós. A – Visão lateral; B – Corte lateral.....	71
FIGURA 4.19 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina bovina no modelo de 300 mil elementos e 75 mil nós. A – Visão lateral; B – Corte lateral	71
FIGURA 4.20 – Distribuição de tensões na região cervical do dente restaurado. A – Modelo com pino de dentina humana; B – Modelo com pino de dentina bovina.....	72
FIGURA 4.21 – Tensões no dente tratado com pino de dentina humana ao longo das linhas do teste de malha. A – Tensões em L ₁ ; B – Tensões em L ₂ ; C – Tensões em de L ₃	74
FIGURA 4.22 – Tensões no dente tratado com pino de dentina bovina ao longo das linhas do teste de malha. A – Tensões em L ₁ ; B – Tensões em L ₂ ; C – Tensões em de L ₃	74
FIGURA 4.23 – Tensões na região cervical do dente. A – Localização da linha L _R ; B – Tensões no dente restaurado com pino de dentina humana; C – Tensões no dente restaurado com pino de dentina bovina	75

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 – Propriedades mecânicas dos materiais odontológicos.....	49
TABELA 4.1 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina humana	57
TABELA 4.2 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina bovina	57
TABELA 4.3 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina humana com dados da seção A-A.....	60
TABELA 4.4 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina bovina com dados da seção A-A.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
A_0	Área Inicial
C3D4	Elemento Tetraédrico com 4 Nós
C3D8	Elemento Hexaédrico com 8 Nós
e	Deformação Nominal
GPa	Gigapascal
I_1	Primeiro Invariante de Deformação
J_{el}	Relação de Volume Elástico
kgf	Kilograma-força
L_0	Comprimento de Referência
L_i	Linhas de Referência para Teste de Malha
m	Metro
MEF	Método dos Elementos Finitos
min	Minuto
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
N	Newton
P	Carga
P_i	Pontos de Referência de Tensão para Teste de Malha
s	Segundo
U	Energia de Deformação por Volume de Referência
U_{dev}	Deformação Desviante
U_{vol}	Deformação Volumétrica
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
VHP	Visible Human Project
δ	Variação de Comprimento de Referência
ε	Deformação Real
λ_i	Deformações Principais

μ	Coeficiente de Atrito
ν	Coeficiente de Poisson
σ_i	Tensão Nominal
σ	Tensões Principais
σ_v	Tensão de Von Mises
τ	Tensão de Cisalhamento

RESUMO

Diferentes tipos de fraturas em dentes necessitam de tratamentos específicos. Em caso de grande perda de estrutura coronária, o uso de um pino intrarradicular faz-se necessário; esse tratamento endodôntico é feito há décadas e ainda causa muita discussão de como se aprimorar a técnica, os materiais utilizados e as conseqüências do uso em longo prazo. Uma das inovações mais recentes nesse ramo é a pesquisa com pinos de dentina, material que seria ideal para preencher o espaço de um canal radicular por possuir propriedades mecânicas similares a este e melhor biocompatibilidade. Pela crescente dificuldade de obtenção de dentes humanos, um substituto seria o dente bovino por ser de fácil aquisição, possuir grandes dimensões e, ainda, a dentina bovina apresentar propriedades mecânicas muito similares à humana. Após pesquisas com o intuito de avaliar propriedades mecânicas de pinos biológicos de dentina humana e bovina, este trabalho se propôs a criar e avaliar modelos tridimensionais dos ensaios mecânicos de tração e de compressão a 135° e validá-los com resultados anteriores obtidos em laboratório. Um modelo de ensaio de tração foi criado e simulado em elementos finitos para construir a curva de tensão-deformação e analisou como o módulo de elasticidade não-linear da dentina influenciou na metodologia e na busca de resultados, além de como o local de coleta de dados de deformação pode criar uma curva de tensão-deformação não fiel a realidade. Para o ensaio de compressão a 135°, foi construído um modelo tridimensional de um dente canino tratado endodonticamente com materiais como resina composta, cimento resinoso e ligamento periodontal. Após a finalização do modelo, foram feitas as simulações dos ensaios para validar as curvas de força-tempo para enfim analisar as distribuições de tensões ao longo do dente, podendo verificar que o uso de pinos biológicos pode criar esforços em locais que, caso ocorram fraturas, elas apareçam em regiões que seja possível ao cirurgião dentista reparar o dente com um novo pino e não necessite de um tratamento mais radical, como a extração do dente e realização de um implante dentário. Em conclusão, o trabalho conseguiu validar os ensaios mecânicos que se propôs fazer e pôde fazer uma análise mais aprofundada dos esforços que ocorrem durante os experimentos.

Palavras-chave: bioengenharia, engenharia biomecânica, pinos intrarradiculares, tratamento endodôntico, dentina, método dos elementos finitos.

ABSTRACT

Different types of fractures in teeth need specific treatments. In case of severe crown structure loss, the use of an intraradicular post is necessary; this endodontic treatment is done for decades and still causes much discussion on how to improve the technique, the materials used and the consequences of long-term use. One of the latest innovations in the area is the research with posts of dentin, a material that would be ideal to fill the space of a root canal because it has similar mechanical properties to the root and better biocompatibility. With the increasing difficulty in obtaining human teeth, a replacement would be the bovine teeth for ease of obtaining, possessing large sizes and also having mechanical properties very similar to human teeth. After researches in order to evaluate the mechanical properties of human and bovine dentin posts, this study proposes to create and evaluate three-dimensional mathematical models of the tensile test and compression at 135° test and validate previous results obtained in the laboratory. A tensile test model was created and simulated with finite element to build the stress-strain curve and analyzed how the non-linear elastic modulus of dentin influenced on the methodology and search for results, and how the region of data collection can create a stress-strain curve not true to reality. For the compression test at 135°, it was built a three-dimensional model of a canine tooth treated endodontically with materials such as composite resin, resin cement and periodontal ligament. After the construction of the model, the simulations of the tests were performed to validate the force-time curves to finally analyze the stress distributions along the tooth, and to see that the use of posts can create biological stress in places that, if there are fractures, they can appear in regions where it is possible for the dental surgeon to fix the tooth with a new post and does not require a more radical treatment such as tooth extraction and realization of a dental implant. In conclusion, the work could validate the mechanical tests that set out to do and could do a deeper analysis of the stresses that occur during the experiments.

Keywords: bioengineering, biomechanical engineering, intraradicular posts, endodontic treatment, dentin, finite element method.

1. INTRODUÇÃO

Os dentes são órgãos utilizados com grande frequência no dia a dia. São constituídos por vários tecidos com diversas funções fisiológicas e diferentes propriedades mecânicas entre si. Por falta de cuidado e estarem expostos ao ambiente bucal, correm riscos de sofrerem danos em diferentes níveis de severidade.

Cáries e fraturas por lesões externas causam danos que podem ser tratados de várias formas no campo da Odontologia. O cirurgião dentista tem como prioridade fazer o máximo para preservar a maior quantidade de material natural do dente sem afetar os nervos e sua saúde em geral. Nos casos em que há perda excessiva de estrutura dentária ou fratura devido a traumas, um preenchimento convencional pode ser inadequado, não dando a retenção necessária para a restauração coronária; nesses casos, a utilização de um pino pré-fabricado intrarradicular faz-se necessária (JOSHI *et al.*, 2001). A possibilidade de tratamento em poucas sessões, o menor custo e ausência de procedimentos laboratoriais são algumas das vantagens da escolha desta forma de reconstrução (VASCONCELLOS, 2002).

Muitos pesquisadores afirmam que a necessidade de um pino é determinada por dois fatores principais: a quantidade de dentina remanescente para reter o material do núcleo de preenchimento e a natureza da estrutura da raiz (NEWMAN *et al.*, 2003). O uso de pinos na restauração de dentes tratados endodonticamente não aumenta a resistência do dente remanescente, fornecendo apenas retenção para a coroa artificial (MACCARI *et al.*, 2003). Logo, é importante levar em consideração o material do pino e sua geometria, como diâmetro e comprimento, para ter uma fixação adequada ao dente e aos outros materiais restauradores, como cimento e resina, e não aumentar o risco de fraturas e necessidade de novos reparos.

Um dos problemas em qualquer tipo de restauração é a possibilidade de fraturas que obrigam o retorno do paciente para novas reconstruções. O maior risco de falhas pelo uso de pinos intrarradulares é o fato de o pino poder causar fraturas radiculares por ser de um material diferente do tecido original dentinário. Concentrações de tensões mecânicas ocorrem quando uma distribuição não homogênea de material está presente, como as interfaces de materiais com

diferentes módulos de elasticidade, que por sua vez, representam o ponto fraco de um sistema restaurador (MEZZOMO *et al.*, 2011). Entretanto, ainda há controvérsias sobre o que seria prioridade, se a propriedade mecânica do material do pino é mais importante para seu melhor desempenho, ou se seria a geometria e sua biocompatibilidade (LAMBJERG, *et al.*, 1997).

Ao longo do tempo, foram utilizados diferentes materiais para o pino com diversos níveis de resultados satisfatórios ou insatisfatórios; pinos de titânio, aço inoxidável e cerâmica foram muito utilizados e mais recentemente materiais como fibra de carbono e fibra de vidro tem demonstrado resultados melhores laboratorial e clinicamente (CHRISTENSEN, 2004). Um dos motivos para a evolução no material utilizado foi a constatação de que, quanto mais próximas as propriedades mecânicas do pino, como módulo de elasticidade, fossem similares às da dentina, melhor a distribuição de tensões ao longo do dente e menor a ocorrência de falhas irreparáveis (ALBUQUERQUE, 1999).

Foi com o objetivo de se chegar cada vez mais próximo a um material ideal para pinos que se iniciaram estudos com pinos biológicos de dentina. Sua capacidade de absorver o impacto da mastigação e forças externas poderia dar ao dente uma resistência similar a um dente sadio. Embora ainda haja poucos estudos de restaurações com pinos de dentina, os resultados se mostram promissores para usos clínicos e de longa duração (KAIZER *et al.*, 2009).

Entretanto, com a conscientização dos cuidados pessoais e da contínua melhora de tratamentos odontológicos, dentes humanos estão ficando cada vez mais difíceis de se obter para pesquisas. Isso levou pesquisadores a estudar possíveis substitutos entre dentes de mamíferos por serem morfológica e histologicamente semelhantes, dando preferência aos bovinos por apresentarem facilidade de serem adquiridos em matadouros, possuírem grandes dimensões e superfícies largas (CAMPOS *et al.*, 2008). Estudos como o de Nakamichi *et al.* (1983) têm mostrado que eles são confiáveis substitutos em relação a propriedades mecânicas e características morfológicas, o que faz desse material uma boa opção para a produção e utilização de pinos intrarradiculares.

Com o objetivo de caracterizar um pino intrarradicular de dentina, Tavano (2010) fez estudos para desenvolver uma metodologia de confecção para pinos biológicos, caracterizar suas

propriedades mecânicas e analisar a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente com pinos de dentina humana e bovina com testes *in vitro*. Sua pesquisa mostrou não só que pinos de dentina apresentam resultados satisfatórios como pinos de dentina bovina são realmente promissores para usos clínicos.

Como forma de se estudar melhor o comportamento de dentes restaurados ou sadios, o Método dos Elementos Finitos tem sido muito utilizado em muitas aplicações. Sua aplicação em Odontologia remete aos anos 1970 e vêm se especializando em várias situações clínicas com o objetivo de melhorar os tratamentos de recuperação de dentes restaurados, analisar implantes e estudar as distribuições de tensões em geral (NATALI, *et al.*, 2002). Modelos computacionais que se iniciaram em 2D evoluíram para modelos tridimensionais e devido a uma maior capacidade computacional tem mostrado que é possível criar dentes com mais detalhes e específicos para cada caso estudado. Ainda assim, a constante discussão é sempre importante na busca de resultados coerentes que não só sejam validados por testes em laboratórios como também espelhem as condições *in vivo* de modo mais fiel possível.

Utilizando como base a pesquisa de Tavano (2010) em sua tese para avaliar as propriedades mecânicas de pinos biológicos, o presente trabalho tem como objetivo buscar um modelo de elementos finitos que simule os testes de tração e compressão a 135° de forma fiel ao relatado. Esses modelos, além de ter os testes mecânicos para validá-los, podem mostrar como se dá a distribuição de tensões ao longo do dente, aprofundando ainda mais os estudos com pinos biológicos.

1.1. Objetivo Geral

Desenvolver modelos tridimensionais apropriados para realizar simulações em elementos finitos do dente canino e dos pinos intrarradiculares biológicos quando utilizados para reconstruções intrarradiculares.

1.2. Objetivos Específicos

Desenvolvimento de um modelo de ensaio de tração para o pino intrarradicular de dentina humana e dentina bovina.

Desenvolvimento de um modelo de ensaio de compressão a 135° para o dente canino reconstruído com pinos intrarradiculares.

Validação dos modelos computacionais com valores obtidos experimentalmente por Tavano (2010).

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Retenções Intrarradiculares

O dente é caracterizado por diversos tecidos com diferentes propriedades mecânicas. Ele é composto por polpa, dentina e esmalte e se fixa ao osso alveolar por meio da ligação entre cimento e ligamento periodontal. Com boa parte de seu corpo imerso no osso, o dente pode ser dividido em duas seções: a raiz, que é cerca de dois terços de seu comprimento total e fica no interior do osso, e a coroa, que abrange um terço restante do dente que fica na parte externa do osso. A FIG 2.1 mostra um esquema ilustrativo do dente, seus tecidos e seções, enquanto a FIG 2.2 mostra um dente em vários ângulos que necessita de tratamento.

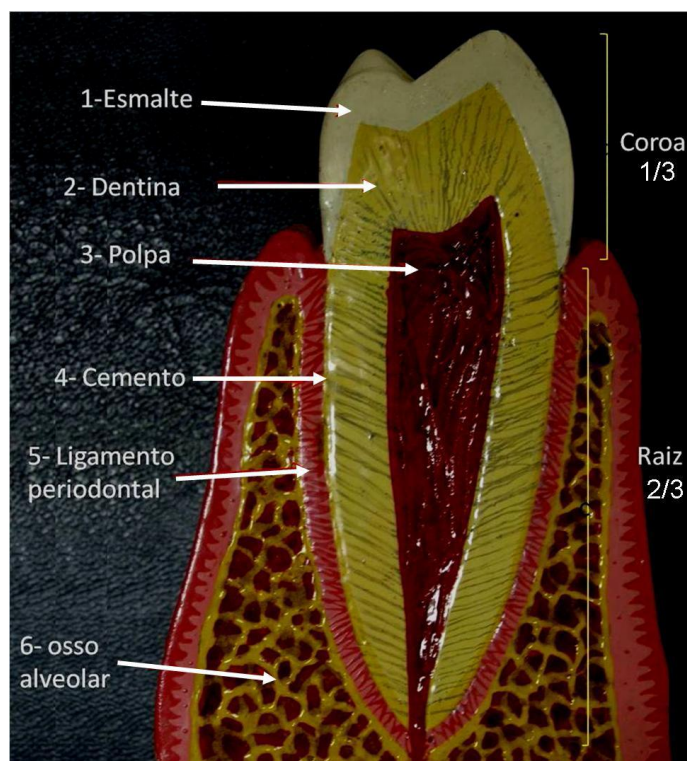


FIGURA 2.1 – Esquema ilustrativo dos diferentes tecidos do dente humano (TAVANO, 2010)



FIGURA 2.2 – Exemplo de um dente não sadio que necessita de tratamento dentário

O tratamento endodôntico para o uso de pinos se dá mediante a retirada da coroa, do tecido pulpar remanescente e desobstrução do conduto radicular por broca metálica (FIG 2.3.A). A prática clínica mostra que se deve desobstruir até 2/3 do comprimento da raiz para uma retenção suficiente que não comprometa sua estrutura. Um remanescente de parede dentinária saudável de 1,0 mm de espessura também é indicado (MAZARO, *et al.*, 2006; BELLO, 2004). Em seguida, o conduto é preenchido com um material cimentante para realizar a adesão entre pino e dente. Uma parte do pino fica externa (FIG 2.3.B) para o encaixe com o núcleo coronal normalmente feito de resina composta mantendo o formato da dentina coronal (FIG 2.3.C). Finalmente uma coroa protética é colocada por cima do núcleo completando a restauração coronária (FIG 2.3.D) (BARATIERI, *et al.*, 2001).

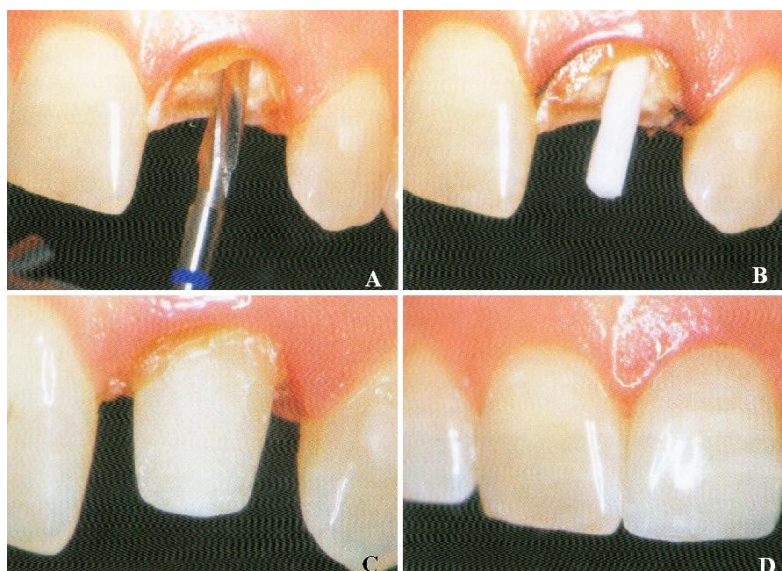


FIGURA 2.3 – Etapas do tratamento endodôntico com pinos (BARATIERI, *et al.*, 2001)

Tang *et al.* (2010) fizeram uma revisão de literatura sobre os riscos de fratura em dentes tratados endodonticamente. O tipo de dente afetado em que se vai fazer o restabelecimento morfológico é de grande importância no risco de fratura, pois se sabe que, quanto maior o remanescente radicular, maiores as chances de não ocorrer fraturas catastróficas no dente restaurado. Porém, ao se utilizar pinos pré-fabricados, nem sempre é possível retirar pouca dentina da raiz, o que possibilita a ocorrência de falhas. Os autores falam sobre o material do pino, ressaltando como a diferença entre o módulo de elasticidade de pino e da dentina podem causar fraturas e que, quanto maior a diferença, pior é a distribuição de tensões no interior do dente, o que pode levar a falhas na raiz. A restauração da coroa também é muito importante no tratamento, com vários estudos mostrando que o número de falhas aumenta quando não se utiliza uma coroa artificial metálica ou cerâmica; o uso somente de resina composta não amortece as cargas suficientemente podendo por o dente em risco.

Assif e Gorfil (1994) discutiram sobre o fato de muitos dentistas acreditarem ou refutarem que o uso de um pino intrarradicular reforça a resistência do dente, deixando-o até mais resistente que um dente hígido. Análises mostram que propriedades como módulo de elasticidade, rigidez a fratura ou dureza não se alteram em dentes despulpados, mas que a razão em deixar um dente mais frágil é o quanto de dentina se perde ao se abrir um canal para a colocação do pino, visto que ela é o principal material que dissipa as tensões oclusais na raiz. Os autores argumentam que pinos não devem ser vistos como reforço para a estrutura de um dente despolpado, mas somente para a retenção do núcleo resinoso coronário, de forma que não prejudique a distribuição de tensões e não cause risco de fratura radicular.

Pinos com propriedades mecânicas diferentes dos pinos metálicos foram extensamente estudados ao longo dos anos. Dallari e Rovatti (1996) fizeram vários testes de tração com pinos de fibra de carbono, chegando a resultados de resistência aceitáveis para usos clínicos. Em testes *in vivo*, cerca de 300 pacientes receberam tratamento endodôntico com pinos de fibra de carbono; com resultados em que não houve fratura radicular e não houve fratura do pino. Eles ressaltaram a importância de o módulo de elasticidade ser muito mais próximo à dentina que pinos metálicos, podendo-se criar um monobloco entre pino, núcleo e dente. Pelo núcleo e cimento conterem a

mesma resina que segura as fibras de carbono, o monobloco tem propriedades mecânicas similares entre si, o que ajuda na distribuição homogênea de tensões com a ação mastigatória.

Christensen (2004) analisou vários tipos de pinos pré-fabricados no mercado e concluiu que os pinos de fibra de carbono eram promissores para a substituição dos pinos metálicos. Ele constatou que pinos feitos somente de resina mostraram-se muito menos resistentes que pinos metálicos, mas no momento em que fibras de carbono são utilizadas para a confecção dos pinos, eles se tornavam tão ou até mais resistentes que pinos metálicos. Em seu estudo, ele não só levou em conta as propriedades mecânicas, como vários outros fatores que são favoráveis a escolha dos pinos de fibra, como: ser mais estético, possuir baixo custo, ter boa adesão a cimentos e poder ser retirado facilmente em casos de novos tratamentos.

Mazaro *et al.* (2006) fizeram uma extensa revisão de literatura para estabelecer os pontos determinantes na escolha de se utilizar pinos intrarradiculares como ancoragem radicular e algumas das melhores características para esses pinos. A anatomia do dente deve ser levada em conta, pois estudos indicam que, enquanto dentes incisivos centrais e pré-molares demonstram ter volume suficiente para acomodar a maior parte dos pinos disponíveis, dentes incisivos laterais maxilares apresentam maior risco e índice de fratura por uso de pinos metálicos devido a forças oclusais oblíquas e um menor volume radicular. Para perdas coronárias muito severas, o mais utilizado ainda é o tratamento por núcleo metálico, sendo desaconselhável a utilização de pinos pré-fabricados metálicos, com pinos de fibra de carbono ou de vidro sendo preferíveis em relação ao último. A adesão é um fator importante a ser considerado, mostrando que cimentos de fosfato de zinco sempre foram os mais utilizados, mas que agentes cimentantes adesivos tem aparecido com ótimos resultados, principalmente quando há utilização de pinos de fibra de vidro e carbono. Um ponto importante é que pinos de grande comprimento melhoram a retenção e distribuição de tensões, porém isso não é possível em casos de raízes pequenas ou curvas; nesse caso o uso de agentes cimentantes reforçados resultam na retenção necessária. Eles ainda destacam como a largura do pino afeta a estrutura dentária, com o diâmetro ideal do pino tendo um terço da largura da raiz, de modo que ainda haja estrutura dentária suficiente para evitar fraturas radiculares. Quanto à geometria dos pinos, os rosqueáveis são as piores opções, pois, embora se prendam à dentina sem utilização de agentes adesivos, eles criam tensões adicionais indesejáveis e perigosas

à raiz; os pinos cônicos têm como vantagem se adequar melhor a geometria interna da raiz, mas por outro lado podem sofrer um efeito cunha com as forças oclusais e causar fraturas; os pinos de paredes paralelas são os mais desejáveis por distribuírem melhor as tensões e, embora tenham menor retenção à raiz comparado aos outros, isso pode ser revertido com um bom uso de agentes cimentantes. Os autores ressaltam que não há um material ideal para os pinos, principalmente por todos terem valores de módulo de elasticidade maiores que a dentina, e que, quanto maior a rigidez, maior o risco de fratura radicular. Entretanto, constatam que pinos de fibra de carbono e vidro se mostram promissores por diminuir a diferença entre as propriedades dos pinos e dentina, com a ressalva que mais estudos devem ser feitos antes de sua completa adoção.

Em 2003, Kinney *et al.* fizeram uma revisão de literatura dos últimos 50 anos em relação às propriedades mecânicas da dentina. Foi constatado que os valores encontrados para módulo de elasticidade e módulo de cisalhamento divergem significativamente e que essa divergência só tem aumentado ao passar dos anos (FIG 2.4). Existe um certo consenso de que o módulo de elasticidade varia entre 20 a 25 GPa, porém esses valores utilizam a teoria de que o material é isotrópico e elástico; para considerações em que a dentina tem um comportamento viscoelástico, este valor cai para 12 GPa. Ressalta-se também a importância do tipo de armazenamento dos espécimes de dentina, em que corpos armazenados em solução salina apresentaram resultados entre 20 e 25 GPa e aqueles armazenados em água por duas semanas chegaram a apresentar valores de 5 GPa devido a uma desmineralização da superfície. Ainda se destaca que trabalhos recentes constataram uma anisotropia hexagonal, que, embora de pequena magnitude, ainda pode ser a principal influência na variação dos resultados ao longo dos anos.

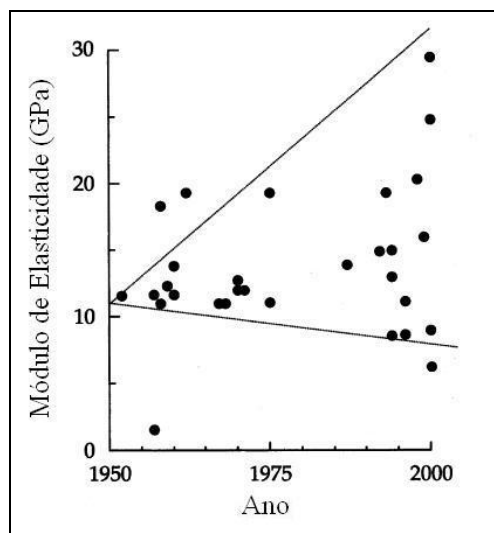


FIGURA 2.4 – Valores de módulo de elasticidade da dentina medidos ao longo do tempo
(KINNEY *et al.*, 2003)

Akkayan e Gülmez (2002) tiveram como objetivo fazer testes destrutivos de aplicação de forças em dentes endodonticamente tratados inclinados em 130° com diversos tipos de pinos. Os pinos analisados foram de titânio, fibra de vidro, fibra de quartzo e zircônia. Utilizaram-se pinos de mesmo comprimento e com diâmetros similares, variando de 1,5 a 1,7 mm. Eles foram inseridos com profundidade de 1,1 mm na raiz e restaurados com núcleos de resina composta e coroa metálica. Os corpos de prova foram colocados em uma máquina universal a 130° de inclinação e submetidos a ensaios com aplicação de força por um cutelo com uma velocidade de 1,0 mm/s até a fratura. Os pinos de titânio tiveram os piores resultados, com menor força de resistência e fraturas destrutíveis na base da raiz; os pinos de fibra de vidro apresentaram força de resistência pouco maior, mas com fraturas se concentrando na divisória entre raiz e coroa; os pinos de zircônia tiveram alta força de resistência, porém com fraturas concentradas na base da raiz; e os pinos de fibra de quartzo apresentaram os melhores resultados, com alta resistência máxima e concentração de fraturas próximas à coroa. Os autores argumentaram que devido aos pinos de titânio terem um módulo de elasticidade muito superior à dentina, isso causou uma pior distribuição de tensões e contribuiu para falhas mais catastróficas. Como os pinos de fibra de vidro e quartzo têm módulos de elasticidade mais próximos à dentina, isso ajudou a se alcançar forças de resistência maiores e de concentrar as falhas mais próximas à coroa. Embora não sejam os materiais ideais, por ainda terem propriedades mecânicas diferentes da dentina, os pinos de

fibra de vidro e fibra de quartzo foram escolhidos pelos autores como as melhores opções, por apresentarem bons valores de resistência e não criarem fraturas catastróficas, facilitando possíveis consertos aos dentes.

Newman *et al.* (2003) fizeram testes de aplicação de força com inclinação em 45° em 90 dentes incisivos centrais maxilares. Os pesquisadores separaram-nos em quatro grupos para testar a força de resistência em pinos de aço inoxidável, dois tipos de pinos de fibra de vidro e pinos de fibra de polietileno. Os grupos de fibra ainda foram separados para comparar a resistência entre dentes com pouca e muita perda de material radicular. Os dentes foram restaurados endodonticamente e colocados em uma máquina universal que aplicou força com o cutelo a uma velocidade constante de 0,5 mm/min. Os ensaios foram feitos somente com a raiz e o pino exposto, sem núcleo coronal e coroa. Os pinos metálicos apresentaram uma força de resistência maior comparados a todos os pinos de fibra. Os pinos de polietileno mostraram-se mais resistentes que os de fibra de vidro e, entre os dois últimos, os pinos com uma maior quantidade de fibra de vidro em sua composição suportaram uma força maior. Notou-se ainda que não houve diferença estatisticamente significativa entre os ensaios com mesmo pino e com pouca ou muita perda de dentina radicular. Os autores ainda notaram uma grande vantagem em relação aos pinos de fibra, pois nenhum deles criou fraturas radiculares durante o ensaio, enquanto que 3 em 10 ensaios dos pinos de aço fraturaram na raiz; a conclusão dos pesquisadores foi que, devido aos pinos de fibra terem um módulo de elasticidade menor e mais próximo ao da dentina, as tensões se distribuíram de forma mais homogênea, o que evitou fraturas radiculares.

Maccari *et al.* (2003) fizeram mais testes comparativos entre diferentes tipos de pinos. Desta vez, ensaios de 45° foram feitos em pinos cerâmicos, de fibra de vidro e fibra de carbono. Trinta dentes incisivos e caninos foram tratados endodonticamente, os pinos foram colocados e cobertos por uma porção coronal de resina composta. Eles foram colocados em uma máquina universal e uma força foi aplicada com o deslocamento do cutelo com velocidade constante de 0,5 mm/min até a fratura. Constatou-se que os dentes tratados por pinos cerâmicos suportaram forças duas vezes menores que os pinos de fibra, com esses últimos não mostrando diferenças estatisticamente relevantes entre eles nos resultados. Foi verificado que, no caso do pino cerâmico, houve fratura radicular em 30% dos casos enquanto houve fratura catastrófica em

apenas 10% dos casos para o pino de fibra de carbono e nenhum caso para o pino de fibra de vidro, com as fraturas se concentrando todas nas porções coronais do dente. Maccari *et al.* ainda argumentam que o pino de fibra de vidro tem uma vantagem adicional em relação aos outros por ter partículas de vidro que conduzem luz, o que ajuda na fotopolimerização de certos cimentos resinosos e melhora a adesão do pino com a raiz.

Lang *et al.* (2006) mostraram a partir de testes de 135° que há uma redução na rigidez relativa da raiz de dentes tratados endodonticamente. Eles utilizaram 20 amostras de dentes centrais maxilares, aplicaram uma força de 3,75 N na região oclusal e mediram a deformação causada em diferentes etapas do tratamento endodôntico, desde o dente hígido, passando pelas aberturas e alargamento do canal até a etapa final para a colocação do pino. É importante notar que as medições não foram feitas com o pino, pois o objetivo era estudar somente a mudança na rigidez do material do dente. Os autores observaram que a deformação aumentou significativamente após a abertura do canal e continuou a aumentar com as diferentes etapas do tratamento. Eles concluíram que o tratamento endodôntico reduz a rigidez da dentina devido à perda do material radicular e mudança na geometria interna; ressaltando ainda que a colocação de pinos diminuiria a deformação pela força aplicada, porém isso não significa que o uso deles reforçaria a raiz em termos de resistência a fraturas, já que o fator limitante para a fratura do dente é a quantidade de material radicular restante.

Bonfante *et al.* (2007) testaram vários pinos de fibra de vidro para estudar qual seria a melhor combinação entre pinos e acessórios para o tratamento endodôntico. Os autores utilizaram 50 caninos tratados com grande perda radicular e os separaram em 5 grupos de 10 dentes cada: grupo 1 com núcleo fundido metálico, grupo 2 com somente pino de fibra de vidro de diâmetro menor que o canal, grupo 3 com pino de fibra de vidro com tiras de fibra de vidro para ocupar o restante do volume do canal, grupo 4 com pino de fibra de vidro mais pinos de fibra menores auxiliares e grupo 5 com pino de fibra de vidro anatômico a geometria do canal. Em seguida, os dentes foram colocados em uma máquina de ensaios universal com angulação de 135° e aplicados carga com o deslocamento do cutelo com velocidade constante de 0,5 mm/min até a fratura total. Como esperado, os dentes tratados com pinos metálicos apresentaram maior força máxima de resistência, porém todos tiveram fraturas radiculares e irreparáveis. Por outro lado, os dentes

tratados com pinos de fibra de vidro tiveram somente de 10 a 30% de fraturas radiculares. Em relação a combinação entre pino e acessórios, o grupo 4 com pinos auxiliares apresentou maior resistência, enquanto o grupo 2 com somente o pino apresentou valores menores; estes dois foram os únicos grupos de fibra de vidro que tiveram resultados estatisticamente significantes.

Hayashi *et al.* (2008) fizeram ensaios com dentes pré-molares restaurados endodonticamente com o objetivo de estudar diferentes pinos sobre força estática e resistência à fadiga. Dentes pré-molares foram armazenados e restaurados com pinos metálicos de aço inoxidável e pinos de fibra de quartzo. Para os ensaios estáticos e de fadiga foi utilizado uma máquina de ensaios universal. Dividiram-se os dentes em vários grupos e aplicaram forças de compressão a 45° e 90°. Os dentes com pinos de fibra de quartzo mostraram-se mais resistentes em todos os casos estudados, com força máxima de carga estática a 90° de 15,6 N (153 kgf) contra 11,5 N (113 kgf) do pino de aço; na carga estática a 45° os pinos de fibra suportaram carga de 5,5 N (56 kgf) contra 4,3 N (44 kgf) do pino metálico. No ensaio de fadiga, novamente os pinos de fibra de quartzo suportaram carga maior, com carga máxima a 90° de 11,4 N (112 kgf) contra 8,1 N (82 kgf) do pino de aço; na carga a 45° os pinos de fibra suportaram carga de 2,6 N (26 kgf) contra 2,0 N (20 kgf) do pino metálico. Os autores ainda estudaram as fraturas ocorridas e observaram que os dentes restaurados com pinos de fibra tiveram falhas em locais não tão próximos dos pinos, mostrando que eles não criaram tensões adicionais que auxiliaram a fratura, fato que não ocorreu com os pinos metálicos. Outro dado interessante foi que houve resultados similares tanto para carga estática quanto para fadiga, podendo-se estudar cargas estáticas para tirar conclusões de cargas mastigatórias repetitivas.

Ramalho *et al.* (2008) fizeram ensaios de compressão a 45° com dentes tratados com pinos de fibra de vidro e metálicos, mas com o objetivo de avaliar se a profundidade do pino na raiz influencia sua resistência. Foram obtidos 30 dentes incisivos centrais e separados em três grupos de 10 dentes; um com a colocação de pino metálico a dois terços de profundidade no conduto radicular, um com pino de fibra de vidro a dois terços de profundidade e o último com pino de fibra de vidro a um terço de profundidade. Todos foram ensaiados em uma máquina universal e uma força foi aplicada com uma velocidade constante de 0,5 mm/min até a fratura. Os ensaios foram feitos somente com a raiz e o pino exposto, sem núcleo coronal e coroa. Embora a média

do grupo de pinos de fibra de vidro com profundidade a um terço do conduto tenha sido menor que os outros grupos, com 6,85 N (67,14 kgf) contra 8,76 N (85,90 kgf) e 8,65 N (84,81 kgf) para metálicos e fibra de vidro, respectivamente, o desvio padrão dos ensaios foi muito grande e não se encontrou diferença estatisticamente relevante. Entre os grupos com pinos cimentados a dois terços de profundidade, a média se deu bem próxima, resultados contraditórios a outros estudos; o fato de a profundidade não ser relevante para o tratamento também foi contra o padrão de se usar a profundidade a dois terços. Estudos como o de Ramalho *et al.* servem para mostrar como ainda há resultados contraditórios no meio de tratamentos com pinos intrarradiculares e como mais estudos devem ser feitos para se chegar a um consenso geral.

Zogheib *et al.* (2008) fizeram testes mecânicos em caninos endodonticamente tratados com pinos de fibra de vidro para estudar como raízes enfraquecidas podem ter fraturas irreparáveis. 30 caninos humanos extraídos foram separados em 3 grupos: um controle sem perda radicular, um parcialmente enfraquecido e um amplamente enfraquecido. Todos eles foram restaurados com pinos de fibra de vidro, cimento resinoso, resina composta e coroa metálica. Em seguida, todos os dentes foram colocados em uma máquina para simular a mastigação e aplicados uma seção de fadiga de 250 mil ciclos a uma frequência de 2,6 Hz e força de 30 N; nenhum dente fraturou após o teste de fadiga. Em seguida, os dentes foram submetidos a um teste destrutivo em uma máquina de ensaios universal a uma inclinação de 135° e ensaiados até a fratura. Os dentes sem enfraquecimento radicular obtiveram os melhores valores de resistência e as fraturas se concentraram na porção coronal; quanto aos outros dois grupos, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência e houve igualmente fraturas radiculares e coronais entre si. Com esses resultados, mostrou-se que dentes com pouca perda radicular aumentam significativamente a resistência de dentes tratados por pinos intrarradiculares.

Li *et al.* (2011) fizeram ensaios de resistência a 45° (FIG. 2.5) em incisivos centrais com diferentes diâmetros apicais a fim de comparar limites de força até a fratura e tipos de fraturas em pinos de fibra de vidro, aço inoxidável e restauração sem pinos. 48 dentes humanos foram extraídos, separados em dois grupos e os ápices radiculares foram abertos com diâmetros de 0,8 e 1,2 mm com o objetivo de simular cáries; eles em seguida foram preenchidos com agregado de trióxido mineral. Cada grupo teve 8 dentes tratados com pinos de fibra de vidro, aço e sem pino

na porção radicular do dente. Os dentes restaurados foram colocados em uma matriz de acrílico e ensaiados em uma máquina universal aplicando uma carga com o cutelo com velocidade constante de 1,0 mm/min até a ruptura. Viu-se que em relação ao canal no ápice da raiz, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos tratados os mesmos pinos, embora a média dos valores finais de resistência tenham sido maiores nos corpos de prova com canal com menor diâmetro. Quando comparados os valores de resistência e tipos de fratura nos pinos, os pinos de fibra de vidro tiveram os melhores resultados; embora não tenha diferença estatisticamente significativa quanto ao pino metálico, os valores médios ainda se apresentaram maior. Quanto as fraturas, os pinos de fibra de vidro apresentaram falhas reparáveis em 62,5% dos casos no grupo com menor abertura no ápice da raiz contra 12,5% e 37,5% para pinos metálicos e sem pinos, respectivamente, graças a suas propriedades mecânicas mais similares a dentina, podendo distribuir tensões de uma forma mais eficiente.

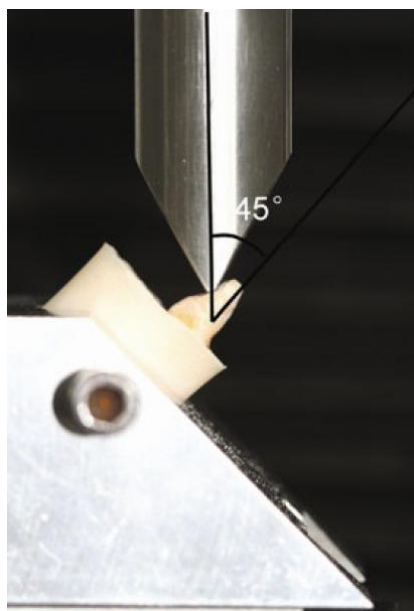


FIGURA 2.5 – Ensaio de compressão a 135° (LI *et al.*, 2011)

2.2. Substrato Dentinário

Como este trabalho propõe a utilização de pinos biológicos, estudos com dentina humana e bovina foram utilizados para se buscar novas informações que complementassem a pesquisa. Embora sejam estudos recentes, já existem muitas informações sobre propriedades mecânicas e odontológicas, como mostram vários artigos.

Campos *et al.* (2008) fez uma revisão de literatura em que acompanhou ao longo dos anos as pesquisas que foram feitas para se chegar à conclusão de que dentes bovinos seriam os mais ideais para substituir os dentes humanos em pesquisas odontológicas e aulas de graduação. Os dentes humanos são morfológica e histologicamente semelhantes aos dentes de outros mamíferos, porém o tamanho e disponibilidade fazem com que os dentes bovinos se tornem a preferência para pesquisa. Há outras vantagens, como a facilidade de serem obtidos em matadouros, os animais terem aproximadamente a mesma idade quando são sacrificados, além de cada bovino possuir incisivos com superfície relativamente plana, que facilita alguns ensaios. Entre os estudos feitos, compararam-se características como o diâmetro dos túbulos dentinários, a composição química, as propriedades mecânicas, capacidade de fratura, densidade, dureza e capacidade térmica dos dentes humanos e bovinos; chegando a conclusão de que se ensaios forem feitos por métodos padronizados, os dentes bovinos podem substituir os humanos. Fatores como adesividade também foram estudados e não se encontraram diferenças estatisticamente significantes quanto aos materiais cimentantes. Entretanto, alguns estudos têm mostrado que a dentina bovina é mais porosa que a humana, o que acarretaria em menor adesividade, menor módulo de elasticidade entre outros, porém mais estudos devem ser feitos para esclarecer essa relação.

Sano *et al.* (1994) fizeram ensaios de tração para descobrir as propriedades mecânicas da dentina humana e bovina mineralizada e desmineralizada. Utilizando molares humanos e incisivos bovinos, foram feitos pequenos corpos de prova para serem ensaiados em uma máquina de tração. Todos os dentes foram utilizados após um mês de extração e foram armazenados em solução salina por esse tempo; aqueles que a seguir foram desmineralizados foram colocados em solução ácida 0.5M EDTA por um tempo de 4 dias. Os corpos de prova foram colocados na máquina e ensaiados com velocidade constante de 2,5 mm/min até a ruptura. Para o módulo de elasticidade, não houve diferenças significativas entre os resultados da dentina humana e bovina; para dentina mineralizada ficou entre 13,0 e 15,0 GPa e para a dentina desmineralizada, o valor caiu vertiginosamente, chegando a 0,25 a 0,26 GPa. Para a tensão máxima de resistência, o valor para dentina humana mineralizada ficou em 104,0 MPa e dentina bovina em 91,0 MPa, já para a dentina desmineralizada, os valores ficaram entre 26,0 e 32,0 MPa. Os autores constataram como

a desmineralização da dentina e a retirada das fibras de colágenos alteraram significativamente as propriedades mecânicas do material, muito além do esperado, mostrando que um armazenamento adequado é essencial para a utilização da dentina.

Inoue *et al.* (2002) fizeram um estudo em que fez diversos ensaios de tração com dentina bovina considerando a anisotropia do material (FIG 2.6). Por precisar de corpos de prova de diversas áreas específicas do dente, o estudo foi feito com dentina bovina, embora o ideal teria sido com dentina humana. Foram adquiridos dentes incisivos centrais bovinos de animais entre 2 e 2,5 anos de idade, em que foram extraídos imediatamente após a morte do animal, em seguida foram armazenados em um freezer a 12° C e utilizados em até 4 semanas após a extração. Foram criados 12 grupos com corpos de prova retirados de diferentes partes dos dentes, considerando a parte radicular e coronal e em direções perpendiculares e paralelas aos túbulos de dentina. Foi somente estudada a tensão máxima de resistência, não havendo valores para o módulo de elasticidade. Em relação a direção dos túbulos, as tensões de resistência foram maiores em corpos com os túbulos em paralelo que os perpendiculares, com valores de 77,6 a 79,6 MPa para os túbulos em paralelo e 34,9 a 44,5 MPa para os túbulos perpendiculares. Em relação a dentina radicular e coronal, os valores variaram de 81,0 a 90,1 MPa para dentina radicular e 34,9 a 44,5 MPa para dentina coronal.

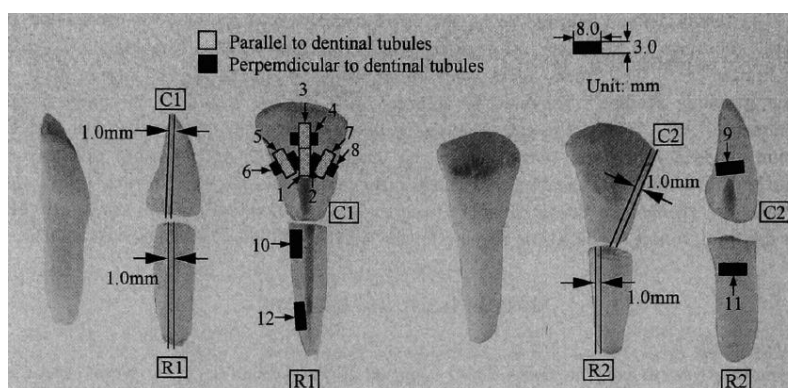


FIGURA 2.6 – Desenho esquemático dos corpos de prova de dentina (INOUE, *et al.*, 2002)

Nakamichi *et al.* (1983) fizeram ensaios de adesão para comparar como é a adesão de dentes humanos e dentes bovinos com diferentes resinas e cimentos. Foram testados cinco diferentes tipos de cimentos e dois tipos de resina e realizaram ensaios de tração para estudar a força de

adesão destes materiais em contato com o esmalte e a dentina. Em todos os casos não houve diferenças estatisticamente relevantes, embora se ressalte que a média dos valores de adesão foram sempre menores nos casos da dentina e esmalte bovino. Nakamichi concluiu que, em termos de adesão, dentes bovinos mostraram ser bons substitutos para dentes humanos, já que estes se mostram cada vez mais difíceis de se obter pelo aumento de tratamentos que evitam a retirada de dentes do paciente.

Wegehaupt *et al.* (2008) avaliaram testes de abrasão e erosão em dentina humana e bovina com o objetivo de descobrir se dentes bovinos poderiam ser substitutos confiáveis para esses tipos de ensaios. Obteve-se 144 amostras entre incisivos inferiores bovinos e molares humanos, separou-os em 3 grupos e fizeram-se ensaios de somente erosão, somente abrasão e erosão e abrasão. Não houve diferenças estatisticamente relevantes quanto à abrasão para os espécimes bovinos e humanos, porém os resultados demonstraram diferenças significativas nos ensaios de erosão e erosão/abrasão. Embora a dentina bovina demonstre em ensaios de erosão ser um bom substituto para dentina humana, há ainda casos em que ensaios devem ser feitos majoritariamente com dentina humana.

O estudo de pinos biológicos é uma prática recente. Kaizer *et al.* (2009) fizeram testes de compressão com pinos de dentina humana em raízes com diferentes níveis de alargamento e compararam resultados com pinos de fibra de polietileno. 60 dentes caninos humanos foram separados em 4 grupos, cada um com 15 espécimes: Grupo 1 com preparo convencional e pino de polietileno, grupo 2 com preparo convencional com pino de dentina, grupo 3 com conduto radicular medianamente alargado e pino de dentina e grupo 4 com conduto radicular amplamente alargado com pino de dentina. Os dentes foram cobertos com núcleo coronário de resina composta, colocados em uma máquina universal com inclinação de 45° em relação ao eixo do dente e uma força foi aplicada com uma velocidade constante de 0,5 mm/min até a fratura. Os valores médios dos grupos 1 ao 4 foram, respectivamente, de 4,64 N (45,46 kgf), 5,44 N (53,30 kgf), 5,98 N (58,67 kgf) e 4,89 N (47,91 kgf). Os pinos de polietileno tiveram grande concentração de fraturas na porção coronária, enquanto o grupo 4 teve sua grande maioria de fraturas na porção radicular, os grupos 2 e 3 tiveram padrão variado de fraturas. Os valores de resistência mostraram-se muito próximos entre si, com apenas os grupos 1 e 3 tendo diferenças

estatisticamente significativas, mostrando que pinos de dentina são promissores para uso em tratamentos intrarradiculares. Os autores argumentam que a razão de o grupo 3 ter revelado forças de resistência maiores que o grupo 2 foi pelo equilíbrio ideal entre espessura da parede radicular e diâmetro do pino. O fato de o grupo 4 ter concentrado as fraturas na porção radicular mostra que, mesmo com pinos de material com propriedades muito similares a dentina radicular, ainda não é possível formar um monobloco que reforce perfeitamente o dente com grande perda radicular. Por fim, os autores dizem que mais pesquisas são necessárias para o uso de pinos biológicos, especialmente o acompanhamento a longo prazo de pacientes que receberam tal tratamento.

O trabalho de Tavano (2010) é um dos mais recentes relacionados a pinos biológicos e no qual o presente trabalho se baseou para ser desenvolvido. A autora fez um estudo com objetivo de caracterizar as propriedades mecânicas de pinos biológicos de dentina humana e bovina de modo a verificar se pinos intrarradiculares de dentina bovina poderiam ser utilizados como pinos intrarradiculares por terem propriedades semelhantes à dentina radicular humana. Obtiveram-se 30 pinos de dentina humana e 40 pinos de dentina bovina a partir de dentes extraídos; 20 pinos de cada grupo tiveram dimensões de 15,0 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro, os restantes de cada grupo tiveram comprimento de 13,0 mm e diâmetro de 1,5 mm nos primeiros 10,0 mm e um segundo diâmetro de 2,0 mm nos 3,0 mm restantes do comprimento. Em seguida, os pinos foram colocados em uma máquina de ensaios universal e testados em ensaios de tração, flexão e compressão a 135° com velocidade padronizada de 0,5 mm/min. Para o ensaio de compressão a 135°, foram obtidos 10 caninos humanos extraídos para cada grupo, tratados endonticamente e os pinos biológicos foram cimentados; eles então foram restaurados com resina composta; os 20 pinos bovinos ainda foram separados em dois outros grupos em que foram utilizados cimentos diferentes, um resinoso e um ionomérico. O ensaio de tração teve como resultado um Módulo de Elasticidade médio para a dentina humana de 106,83 MPa e 45,76 MPa de Tensão de Ruptura; para a dentina bovina, obteve-se os valores de 106,69 MPa para Módulo de Elasticidade e 57,39 MPa para Tensão de Ruptura. O ensaio de flexão por três pontos teve como resultado um Módulo Flexural para a dentina humana de 9,51 GPa e 215,68 MPa para Tensão de Resistência à Flexão; para a dentina bovina, obteve-se os valores de 8,91 GPa para Módulo de Elasticidade e 236,33 MPa para Tensão de Resistência a Flexão. Para o ensaio de compressão a 135°, os dentes

restaurados com dentina bovina e cimento ionomérico apresentaram maior resistência a fratura, com valor médio de 613,2 N, seguido das restaurações de dentina humana com cimento resinoso, com valor de resistência de 561,5 N, e dentina bovina e cimento resinoso, com valor de 556,6 N. Em todos os ensaios, não houve diferenças estatisticamente significantes, porém as fraturas nos dentes restaurados com pinos bovinos e cimento ionomérico, as fraturas tiveram caráter reparável, fazendo desse conjunto o melhor. Em conclusão, os pinos de dentina bovina mostraram-se promissores para a restauração endodôntica, mas ressalta-se que mais testes devem ser feitos.

2.3. Simulações Numéricas dos Modelos Dentários

O Método dos Elementos foi criado por volta de 1950, porém só houve uma ampliação em seu uso com o avanço de processadores. Lotti *et al.* (2006) fizeram uma revisão do uso de tal técnica aplicada à endodontia, passando pelos métodos, vantagens e limitações. Como pesquisas sobre materiais orgânicos são difíceis de serem feitos *in vitro* de forma precisa, o MEF entra como um possível substituto com o objetivo de contornar alguns destes problemas, como: inabilidade de calcular precisamente a distribuição da tensão e compressão do ligamento periodontal, ocorrência de falhas durante o controle do tipo de movimento dentário, dificuldade de avaliação de todas as fases do movimento e presença de grandes variações individuais dificultando a análise dos resultados.

Para a construção dos modelos computacionais dos dentes, existem diversos métodos, como atlas de anatomia, tomografias computadorizadas, crânios secos ou dentes extraídos. Em seguida, a determinação das propriedades físicas de cada parte deve ser feita; os autores ressaltam como estudos mostram que nem todos os materiais são elásticos e isotrópicos, com o ligamento periodontal tendo se mostrado um material visco-elástico ou a dentina tendo propriedades anisotrópicas. Entretanto, ainda se mostra que algumas considerações podem ser feitas para simplificar o processamento do modelo, como pesquisas que mostram que o impacto do ligamento periodontal é mínimo na distribuição de tensões, podendo ser desconsiderado (RUBINT *et al.*, 1983); ou que a divisão entre osso cortical e esponjoso também não afetam os resultados (LOTTI *et al.*, 2006), deixando os modelos computacionais mais simples e eficientes para o cálculo. Apesar de haver diversas vantagens, os autores ainda enumeram as limitações do

MEF relacionados a sua aplicação endodôntica, como: omissão ou má interpretação de aspectos importantes do comportamento físico dos materiais, utilização de programas inapropriados ou de informações incorretas, obtenção de uma malha muito simplificada e uso de elementos inadequados (LOGAN, 2002). Ainda assim, o Método dos Elementos Finitos se mostra como um grande aliado para pesquisas nas áreas médicas, ressaltando a importância da correta interação entre especialistas da engenharia e odontologia pela busca de resultados coerentes.

Reinhardt *et al.* (1983) fizeram simulações utilizando elementos finitos em 2D de um dente incisivo com diferentes níveis de perda de osso alveolar (FIG. 2.7). O dente foi restaurado com núcleo metálico fundido de liga de ouro e forças oclusais foram colocadas para se estudar as tensões. Viu-se que, conforme a perda de osso aumenta, as tensões aumentam consideravelmente, a ponto de chegar ser a 5 vezes maiores que as tensões de um dente sem perda óssea. Independente do nível de perda óssea, os autores viram que a maior tensão na dentina se dá na zona apical do núcleo fundido, levando a sugestão de que devem ser revistos as geometrias de pinos e núcleos fundidos para evitar concentração de tensões nessas áreas e evitar possíveis fraturas.

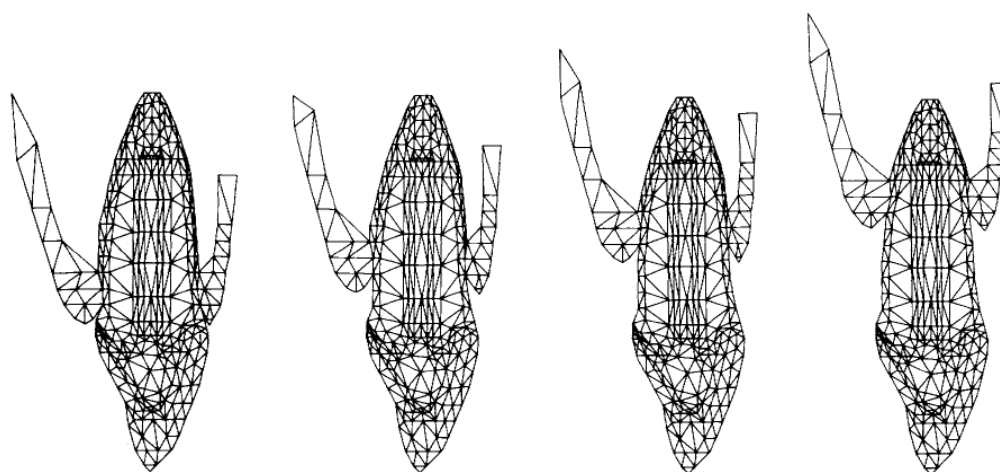


FIGURA 2.7 – Simulação em elementos finitos em 2D (REINHARDT *et al.*, 1983)

Mesmo com baixas capacidades computacionais, dada a época, Rubin *et al.* (1983) estudou modelos tridimensionais para comparar com modelos em 2D como a distribuição de tensões em cargas oclusais ocorre. Os autores argumentaram que resultados de simulações bidimensionais

não devem ser exatos por não respeitarem fatos como a assimetria de dentes, cargas oclusais e distribuição de tecidos dentários. Um modelo com poucas centenas de elementos foi criado para um dente molar e submetido a cargas oclusais (FIG. 2.8). Os resultados mostraram que as tensões ao longo de todo o dente foram menores que os encontrados nos modelos em 2D, mesmo quando a carga utilizada era a mesma; isso ocorreu, segundo os autores, devido a cargas oclusais serem concentradas em modelos 2D, enquanto elas na verdade são mais distribuídas em pequenas áreas e terem mais volume dentário para se dissiparem. Os autores ainda notaram que em certas áreas do esmalte, há tensões de tração que não são encontradas em modelos 2D, isso porque ao aplicar uma carga em um plano, o modelo bidimensional não é capaz de prever que o elemento sofre um arqueamento na parte longitudinal, criando essas tensões, o que interfere no resultado final. Embora um avanço para o estudo de tensões em elementos finitos para a área odontológica, Rubin *et al.* viram que ainda havia muito a ser feito para se obter resultados mais precisos, como refinar o modelo, introduzir ortotropia e não-linearidades aos tecidos, uso de efeitos térmicos e começar a usar o MEF em casos de tratamentos endodônticos com outros materiais artificiais.

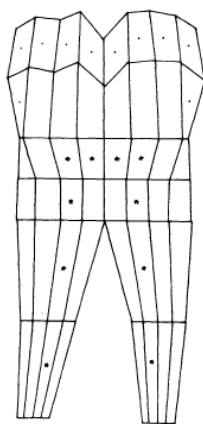


FIGURA 2.8 – Ensaio em elementos finitos em 2D (RUBIN *et al.*, 1983)

Poiate *et al.* (2011), já com maiores capacidades computacionais, fizeram novas comparações entre modelos 2D e 3D na distribuição de tensões em dentes hígidos. A modelagem de um dente incisivo central superior pôde ser feita com maior precisão ao pegar imagens de tomografia computadorizada e reconstruindo toda a arcada dentária a partir dos vários cortes; desta forma é possível desenhar dentes de diferentes pacientes com suas diferenças anatômicas com dimensões e espessuras de cada tecido dentário de maneira precisa. Utilizando materiais isotrópicos e

elásticos, atribuíram-se as propriedades mecânicas de cada material, restringiram-se os pontos de deslocamento do dente, osso cortical e esponjoso e aplicou-se uma força de 100 N a 45° do eixo do dente no ponto oclusal para simular a mastigação. Mesmo com um modelo mais refinado e anatomicamente próximo da realidade, os resultados tridimensionais mostraram valores de tensões menores que os bidimensionais; a análise qualitativa da distribuição de tensões obteve resultados próximos, porém a análise quantitativa mostrou que simplificações de um dente em 2D não devem ser feitas para seu estudo, com tensões na dentina e cerâmica atingindo valores maiores que as tensões máximas de resistência.

Cornacchia *et al.* (2010) fizeram simulações para comparar diferentes níveis de tensões em dentes tratados sob cargas oclusais e térmicas. Um dente molar foi desenhado em três dimensões e foram feitos três modelos para serem estudados, um com coroa intacta, um com coroa restaurada com resina e um com coroa restaurada com porcelana. Os materiais e tecidos do dente foram utilizados como sendo isotrópicos e elásticos, com o dente preso no osso mandibular e com uma temperatura constante de 37 °C. Inicialmente foi estudado como ocorria a distribuição de tensões ao longo do dente quando submetido a temperaturas externas de 4 °C e 60 °C, simulando temperaturas de comidas frias e quentes. Notou-se que para temperaturas baixas, a coroa apresenta tensões de tração em sua superfície e de compressão no interior do dente na região adesiva entre coroa e dentina; o contrário ocorre quando foi submetido a temperaturas altas, com tensões compressivas no interior e de tração na superfície; em todos os casos as tensões principais se mostraram menores nos dentes saudáveis sem restauração, seguidos da restauração de porcelana e resina, respectivamente. Em seguida, foram simuladas forças mastigatórias em conjunto com as cargas térmicas quente e fria. Novamente os resultados mostraram distribuições quantitativas de tensões similares a da outra simulação. Para este caso, as tensões no dente saudável chegaram a 25,0 MPa para tensões de tração e de 10,0 MPa para tensões de compressão, para temperaturas baixas e altas, respectivamente. No caso das restaurações, as tensões variaram de 25,0 MPa para tensões positivas a 20 MPa para tensões negativas para restauração de porcelana e variaram de 33,0 MPa para tensões positivas a 30 MPa para tensões negativas para restauração de resina. Os autores puderam concluir que em casos de restaurações endodônticas, é preferível a utilização de porcelana, por distribuir melhor as tensões para mastigação e casos de mudança de temperaturas, argumentando que mudanças bruscas de tensões de tração e

compressão podem causar fadiga no dente e microfraturas podem surgir, causando falhas na restauração e piorando a saúde do dente.

Ho *et al.* (1994) fizeram simulações para comparar as tensões em um dente incisivo tratado endodonticamente com e sem pinos. A modelagem se deu com pinos de aço inoxidável e liga de ouro, enquanto o modelo sem pino ficou com um vazio sem preenchimento. Uma força total de 100 N foi distribuída pela área oclusal do dente e tensões e deslocamentos foram calculados. O que os autores notaram foi que houve uma redução na tensão máxima no dentes de cerca de 10% para o pino de ouro e de 15% no pino de aço, o que acharam ser muito pouco para justificar o uso de pinos em restaurações. Importante notar que os pesquisadores trabalharam com a hipótese de que pinos reforçam a estrutura dentária, enquanto hoje o mais aceito é que eles não reforçam, apenas dão suporte para a restauração do dente.

Holmes *et al.* (1996) trabalharam com elementos finitos com o objetivo de determinar como mudanças de geometrias em pinos poderiam alterar a distribuição de tensões ao longo de um dente canino endodonticamente tratado. Para a modelagem do dente, o canino foi tratado como um objeto 3D, porém axissimétrico, facilitando assim os cálculos. Uma força de 100 N foi aplicada na ponta do modelo com angulação de 45° e o dente foi restringido na porção radicular no interior do osso maxilar. Foi estudado somente um tipo de pino feito de liga de ouro, assim a discussão pôde se concentrar somente na mudança de geometria deste e do tratamento dentinário. A modelagem dos pinos se deu modificando o diâmetro, variando de 1,4 mm a 1,6 mm para pinos paralelos e um pino cônico com variação de 0,6 a 1,4 mm, e a profundidade de sua colocação, com profundidades de 8,0 mm a 13,0 mm. Tensões de tração e compressão se acumularam nas regiões radiculares perto da coroa, porém viu-se que elas foram praticamente as mesmas para todos os casos estudados. Entretanto, para tensões de cisalhamento, houve um aumento significativo com a redução de profundidade do pino, embora não tenha modificado para diâmetros diferentes. Os autores concluíram que, embora o diâmetro do pino não influencie na distribuição de tensões, a profundidade deve ser levada em consideração para diminuir a tensão cisalhante no dente, porém ainda deve-se fazer um balanço da quantidade de dentina radicular que se deve manter para que tensões adicionais provenientes do tratamento não causem risco de fratura.

Joshi *et al.* (2001) fizeram simulações em 3D para estudar pinos com diferentes geometrias e como um pino com uma maior fixação coronal se comporta com diferentes materiais. Um dente incisivo e axissimétrico foi modelado e fixado no osso maxilar. Os retentores radiculares foram de núcleo metálico fundido, pino cilíndrico de paredes paralelas, pino cilíndrico oco com preenchimento de cimento e pino com maior retenção; todos de aço inoxidável. Com foco neste pino com maior retenção, foram simulados modelos de vários materiais, como compósito de fibra, titânio e cerâmico. Foram aplicados três carregamentos: carga vertical de 100 N, carga horizontal de 100 N e carga oblíqua a 45° de 100 N. Na comparação entre geometrias, o pino oco obteve os piores resultados, com tensões se concentrando em todo o comprimento, principalmente na área radicular; o núcleo metálico, por ter um volume maior, distribuiu melhores as tensões, concentrando-as menos que todos os outros; o pino com maior retenção apresentou tensões localizadas na coroa e com valores máximos superiores que o pino de paredes paralelas. Em relação ao material do pino, confirmou-se que o pino de compósito de fibra é o melhor material para a restauração, com tensões se distribuindo de forma mais homogênea por ter propriedades mecânicas mais próximas à dentina; em seguida vieram os pinos de cerâmica, titânio e aço inoxidável. Embora o pino com maior retenção não tenha dado os resultados esperados, com tensões maiores ao longo dele, os autores se mostraram confiantes com seu uso de obter tensões na área coronal, o que pode acarretar em falhas recuperáveis.

Eskitaşcioğlu *et al.* (2002) fizeram testes mecânicos em conjunto com simulações em elementos finitos para comparar resultados de resistência de dentes tratados endodonticamente. O objetivo foi comparar a resposta de dentes tratados com núcleo metálico fundido com pinos de laminados de fibra. Os dentes foram testados em uma máquina universal em que foram submetidos a ensaios de compressão a 45° em relação a seu eixo a uma velocidade constante de 5,0 mm/min até a ruptura. Para a simulação, foi feito um modelo 3D de dente incisivo e uma força de 200 N em 90° foi aplicada na ponta do dente para simular a força mastigatória. Para o ensaio mecânico, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa nos resultados de força, porém os dentes tratados com núcleo metálico fundido tiveram 70% de fraturas radiculares contra 20% nos tratados com pinos de fibra. Nas simulações, encontrou-se uma concentração de tensões na região radicular perto da parte apical do núcleo fundido (FIG 2.9.A), enquanto as tensões ficaram

concentradas na raiz, porém mais perto da região coronal, no caso do pino de fibra (FIG 2.9.B). Em ambos os casos, as tensões ficaram em volta da região radicular; embora o núcleo fundido tenha acumulado boa parte das tensões, ainda assim os valores de tensões na raiz foram muito maiores comparados com o pino de fibra.

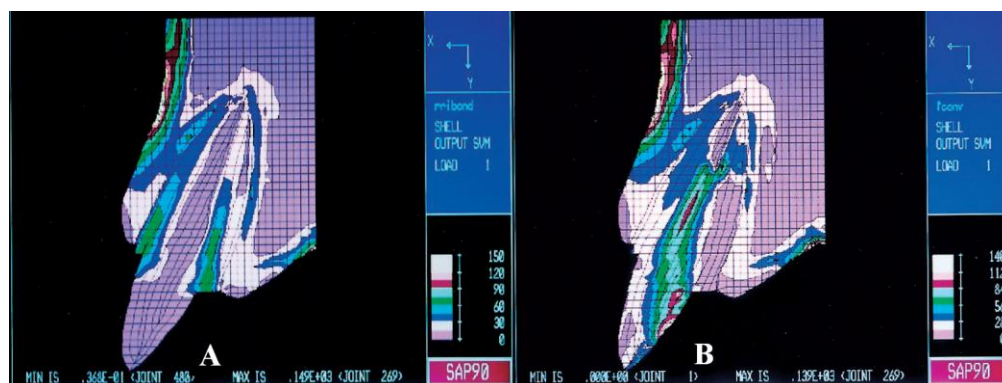


FIGURA 2.9 – Distribuição de tensões em dente restaurado com núcleo fundido (A) e pino de fibra (B) (ESKITAŞCIOĞLU *et al.*, 2002)

Pegoretti *et al.* (2002) fizeram simulações em 2D testando diferentes tipos de carregamentos em dentes tratados com núcleos fundidos, pinos de fibra de carbono e de vidro. Os modelos foram de dentes incisivos centrais e 3 cargas pontuais foram testadas: uma carga na vertical de 100 N para simular casos de bruxismo, carga oblíqua de 50 N em 45° para mastigação normal e uma carga horizontal de 10 N para simular uma força externa traumática. O diferencial na simulação foi que os autores não utilizaram propriedades isotrópicas para os pinos de fibra, usando módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson ortotrópicos e, assim, respeitando a heterogeneidade dos materiais. Em todos os casos, viu-se que o dente restaurado com pino de fibra de vidro foi o que mais se comportou como um dente normal nas distribuições de tensões, com o núcleo metálico concentrando tensões em todo o modelo. Entretanto, há uma concentração de tensões na região cervical com o uso de pinos de fibra em geral, isso acontece por eles apresentarem maior flexibilidade e os núcleos coronários serem de resina, um material menos rígido. Embora haja risco de fratura ou descolamento do pino, essa região é a ideal para ocorrer tais danos, pois são mais fáceis para o cirurgião fazer um novo tratamento, não ocorrendo fraturas irreparáveis, como em casos de fraturas radiculares.

Pierrisnard *et al.* (2002) estudaram com elementos finitos diferentes restaurações com diversos níveis de perda dentinária. Os autores fizeram diferentes modelos de um incisivo cilíndrico sem a coroa e com remanescente de dentina coronária e sem remanescente; em cada modelo compararam restaurações com núcleo fundido até a coroa, núcleo fundido com coroa de resina, pino de fibra de carbono e coroa de resina e somente resina. Como condições de contorno, o dente foi fixado ao osso e uma carga de 100 N a 30° foi aplicada no centro da coroa. Quanto à perda de dentina coronária, ficou claro que em todos os casos os esforços ao longo do dente foram cerca de 20% menores com o remanescente de dentina que para a mesma restauração sem ele. Quando se tratou dos diferentes tratamentos, os núcleos fundidos apresentaram maiores tensões máximas de tração e compressivas, na ordem de 300 Pa, enquanto os esforços com os pinos de fibra de carbono apresentaram as menores tensões, na ordem de 100 Pa. Embora os autores vejam que mais discussão para os tratamentos sejam necessárias, é indubitável que o remanescente de dentina coronária seja excelente para a restauração e seu bom desempenho a longo prazo.

Lanza *et al.* (2005) fizeram simulações com elementos finitos para comparar tratamentos radiculares com diferentes pinos e a relação com diversos cimentos. Um incisivo central foi desenhado e uma força oclusal de 10 N foi aplicada no ponto de mastigação a uma inclinação de 125°; o dente foi fixado na raiz e não foi considerado o ligamento periodontal ou osso mandibular. Três modelos foram simulados: um dente restaurado com pino de aço inoxidável, um com pino de fibra de vidro e um com pino de fibra de carbono; todos eles foram simulados com cimentos resinosos com alto e baixo módulo de elasticidade. Em todos os casos, o dente tratado com pino de fibra de vidro apresentou os melhores resultados, com uma melhor distribuição de tensões e tensões radiculares menores, seguidos pelo pino de fibra de carbono e aço inoxidável, respectivamente. Os bons resultados ocorreram pela fibra de vidro possuir propriedades mecânicas mais próximas à dentina. Na comparação entre os cimentos utilizados para fixação do pino com a raiz, viu-se que o cimento de menor rigidez apresentou uma distribuição de tensões menores para os casos de pinos de fibra. Para o pino de aço, não houve diferenças nas tensões ao longo do cimento; os autores concluíram que a influência da rigidez do cimento em distribuir tensões diminui com o aumento da rigidez do pino utilizado.

Toksavul *et al.* (2006) fizeram simulações para comparar a distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente com pinos comercialmente disponíveis de cerâmica, de zircônio, de titânio e de fibra de vidro, com diferentes materiais para a coroa. Para o estudo, modelou-se um grupo controle com coroa cerâmica sem pino em seu interior. Dentes incisivos centrais foram modelados, com ligamento periodontal, e afixados no osso; uma força de 100 N foi aplicada a 45° para simular a carga oclusal. Como esperado, o modelo controle apresentou as maiores tensões no terço coronal da dentina; usando como base as tensões nesse local, compararam-se os resultados dos outros modelos. Os dentes restaurados com pino de zircônio e coroa de zircônia ou resina apresentaram os melhores resultados com pouca diferença entre si. Os dentes tratados com pino de fibra de vidro e titânio apresentaram, respectivamente, os piores resultados com alta concentração de tensões no terço coronal. Embora os resultados sejam diferentes de vários outros encontrados na literatura, não se levou em conta os diferentes diâmetros dos pinos, pois um diâmetro maior corresponde a um remanescente radicular menor, o que poderia explicar a má atuação do modelo com fibra de vidro.

Um estudo fora do convencional foi feito por Maceri *et al.* (2007) ao fazer simulações de dentes tratados endodonticamente por vários pinos ao invés de apenas um. O argumento dos autores é que o uso de múltiplos pinos ajuda a distribuir melhor as tensões ao longo dos tecidos, além de preencher melhor a cavidade para casos de grande perda radicular. Outro argumento é que evitaria tensões adicionais que são criadas pelo agente cimentante que contrai ao endurecer, pois os pinos preenchem um espaço previamente ocupado pelo cimento. Para a modelagem, foi criado a partir de imagens de raio-x uma geometria em 3D de um dente humano pré-molar e a partir dele foram feitas as considerações para as simulações. Foram simulados um dente hígido, um dente tratado com núcleo fundido de liga de ouro e restaurações com um, dois e três pinos. Ainda foram ensaiados pinos de fibra de vidro e fibra de carbono para uma melhor comparação. Como condições de contorno, aplicou-se uma força vertical de 400 N e uma força oblíqua em 45° de 200 N separadamente e restringiu-se o dente nos pontos de contato com o osso, considerando o ligamento periodontal. Como resultados das simulações, viu-se que o uso de vários pinos diminuiu em até 27% a tensão máxima em todo o modelo, não importando o material dos pinos. Houve uma completa distribuição de tensões diferente que o uso de somente um pino, com a região central da raiz tendo uma redução considerável de esforço. Entretanto, pinos de fibra de

carbono ainda concentram boa parte das tensões em si e suas imediações, isso se dá por causa de sua rigidez elevada quando comparada à dentina. Isso não acontece com os pinos de fibra de vidro, em que as tensões ficaram mais homogêneas ao longo de todo o dente, fazendo os pesquisadores serem mais favoráveis a esse tipo de pino. Embora seja indiscutível que quanto menor perda de dentina radicular, melhore os resultados de um tratamento intrarradicular, os autores aprovaram os resultados, mostrando como o uso de múltiplos pinos pode ser vantajoso em casos em que há uma perda de dentina radicular muito grande, fazendo com que menos tensões se transfiram para os tecidos vivos já enfraquecidos e reduza a possibilidade de fraturas irreparáveis.

Com um objetivo diferente, Aversa *et al.* (2009) utilizaram o MEF para estudar diferentes restaurações endodónticas sob diferentes modelagens e aspectos para ver como a distribuição de tensões e deformações nos ossos cortical e esponjoso ao redor de um incisivo central. O modelo utilizado foi composto de osso cortical e esponjoso, ligamento periodontal, dentina e coroa. Para a seção coronária, simulou-se um dente hígido com coroa de esmalte, uma restauração de núcleo de alumina e uma de resina composta. Inicialmente, criaram-se dois modelos preliminares para verificar as propriedades mecânicas dos ossos, com um modelo com propriedades isotrópicas e outro com propriedades ortotrópicas; após análises com testes experimentais, mostrou-se que o modelo com propriedades ortotrópicas teve deformações mais próximas ao real. Além dos ossos, a dentina foi utilizada com ortotropia em direção dos túbulos dentinários, com cada elemento com o sistema de coordenadas local adequado; o ligamento periodontal foi modelado de forma não linear e dependente do tempo; os outros materiais foram propostos como elásticos e isotrópicos. Assim, 5 modelos foram criados para serem simulados: dente hígido com ligamento periodontal, dente restaurado com alumina com ligamento periodontal, dente restaurado com resina composta com ligamento periodontal, dente restaurado com alumina sem ligamento periodontal, dente restaurado com resina composta sem ligamento periodontal. Como carregamento, 3 tipos foram estudados, força de 3 N a 0° do eixo do dente, força de 15 N a 90° e força de 50 N a 150°; todas elas variaram de zero ao valor máximo em um espaço de tempo pré-determinado. O estudo determinou que o ligamento periodontal tem papel importante na transferência de tensões aos ossos, com a transferência mais homogênea e causando menos deformações nesses. Constatou-se também que, conforme o material de restauração fica mais

rígido, mais tensão e deformação são transferidos aos ossos cortical e esponjoso, com a alumina apresentando as maiores tensões (FIG 2.10). Os autores também compararam seus resultados com estudos que conferem as deformações sofridas em ossos devido a tensões com a formação e reabsorção óssea, mostrando que no caso da restauração com alumina, as tensões podem ser o suficiente para ocorrer essa reestruturação óssea e que casos como esse devem ser levados em conta no momento de escolha do tratamento adequado.

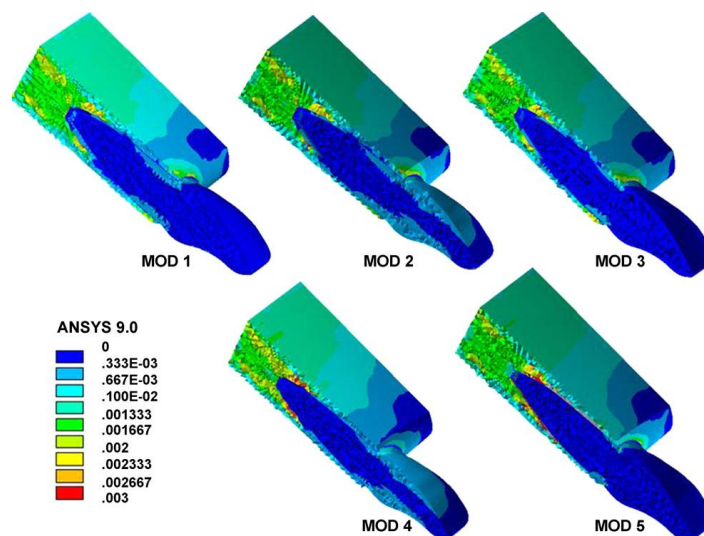


FIGURA 2.10 – Distribuição de tensões em dentes restaurados (AVERSA *et al.*, 2009)

Silva *et al.* (2009) fizeram mais simulações em 2D para comparar pinos de titânio e de fibra de vidro e estudar se há diferenças em distribuições de tensões em pinos de titânio de diferentes formatos e superfícies. Um dente incisivo central foi modelado e uma força em ângulo de 135° de 2 N foi aplicada na superfície lingual do dente. Todos os tecidos e materiais foram considerados isotrópicos e elásticos, com exceção da fibra de vidro que foi considerada ortotrópica. Como esperado, o pino de fibra de vidro apresentou melhor distribuição de tensões, criando menor tensão radicular, diminuindo a chance de fratura. Quanto aos pinos de titânio, todos apresentaram resultados muito similares, mostrando que o material do pino é muito mais importante na distribuição de tensões que seu formato geométrico e de superfície.

Mostrando como estudos com elementos finitos devem sempre ser refeitos, Mezzomo *et al.* (2011) fizeram simulações com dentes tratados com núcleos fundidos e pinos de fibra de vidro e

encontrou resultados diferentes da literatura. Foram testados dentes incisivos hígidos, com restauração com núcleo fundido de liga de ouro e restaurações com pinos de fibra de vidro com pouca e muita perda de dentina radicular. O dente ficou estático e foi aplicada uma força oclusal de 100 N a um ângulo de 45°. O resultado foi que o núcleo fundido de ouro foi o melhor material para a restauração, com as tensões se concentrando nele e repassando pouco esforço para a dentina radicular, mesmo com a liga de ouro tendo um módulo de elasticidade elevado. Os autores viram que isso não é um resultado muito comum, embora já tenha sido encontrado outras vezes, e que há muitos casos de simulação e testes clínicos que mostram que pinos de fibra de vidro têm um funcionamento melhor para a restauração de um dente, sofrendo muito menos fraturas. Entretanto, outras conclusões puderam ser tiradas do estudo, como nos casos do pino de fibra de vidro com pouca e muita perda radicular, em que se viu que uma fina camada de cimento concentra as tensões mastigatórias, enquanto uma camada mais espessa dissipa essas tensões e as transfere para a dentina. Mezzomo *et al.* discutem que casos em que os resultados não coincidiram com grande parte da literatura podem ter várias explicações, como as dimensões do dente, as propriedades dos materiais, simplificações e outros, o que serve para aumentar a discussão no uso do MEF.

Unindo testes experimentais com simulação com elementos finitos, Barjau-Escribano *et al.* (2006) estudaram dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra de vidro e pinos de titânio. Inicialmente, 60 dentes incisivos extraídos foram tratados, 30 com pinos de vidro e 30 com pinos de titânio; em seguida foram colocados em uma máquina universal com inclinação de 30° em que foram submetidos a um teste com força de 5,0 N/s até a ruptura. Como resultado, os autores encontraram que os dentes tratados com pinos de fibra de vidro obtiveram cargas máximas de fratura muito superiores aos dos pinos de titânio, com valores médios de 803,44 N contra 519,93 N, respectivamente. Além disso, os autores notaram que as fraturas para os pinos de vidro ocorreram majoritariamente na seção coronária, enquanto os dentes com pinos de titânio tiveram muitas fraturas radiculares, ou seja, irreparáveis, mostrando que pinos de fibra de vidro são melhores para tratamento endodôntico. Após os testes mecânicos, foi simulado com elementos finitos um dente incisivo tratado com os mesmos materiais; a grande vantagem é que foi possível utilizar as propriedades mecânicas específicas para cada material utilizado nos ensaios mecânicos como dados de entrada para as simulações, deixando-as próximas à realidade.

Uma força de 300,0 N foi aplicada em ângulo de 30° na região oclusal e o dente foi fixado no osso mandibular. Os resultados mostraram que o dente tratado com pino de fibra de vidro teve uma distribuição de tensões muito mais homogênea, enquanto o modelo com pino de titânio mostrou concentrações de tensões na região radicular na interface pino-cimento. Os autores constataram que essas diferenças se deram pelo fato de o pino de titânio ter propriedades mecânicas muito diferentes das do dente, enquanto o pino de fibra de vidro se assemelha mais nesse aspecto. Assim, testes experimentais e simulações numéricas corroboraram a idéia de que tratamentos endodônticos com pinos de fibra de vidro são melhores e mais estáveis.

Outro exemplo de testes experimentais com simulações numéricas foi a pesquisa de Chuang *et al.* (2010) em que os autores fizeram ensaios com pinos metálicos e de fibra com diferentes comprimentos e viram suas diferentes reações em dentes incisivos tratados endodonticamente. Para os ensaios laboratoriais, 60 dentes incisivos extraídos foram divididos em seis grupos e foram tratados com pinos de aço inoxidável, fibra de carbono e fibra de vidro com comprimentos de 5,0 mm e 10,0 mm. Em seguida, foi feito o ensaio de compressão a 135° e uma máquina de ensaios universal com velocidade de aplicação de 0,5 mm/min até a fratura. Para as simulações, o dente foi modelado como um dente não extraído, ou seja, na boca fixado no osso. Todos os grupos tratados foram modelados e aplicados uma carga de 100 N; todos os materiais foram considerados isotrópicos e elásticos, exceto os pinos de fibra que foram considerados ortotrópicos. Como resultados, para os ensaios experimentais com pinos de 5,0 mm, nenhum deles teve diferenças estatisticamente significantes quanto a resistência à fratura, variando de 1247 a 1339 N; quanto aos pinos de 10,0 mm, os de aço tiveram resistência menor de 973 N e apresentaram fraturas majoritariamente na região radicular, já os de fibra apresentaram resultados similares aos anteriores. Os resultados numéricos mostraram que houve pouca diferença nos locais de maiores tensões nas comparações entre pinos de mesmo material e tamanhos diferentes; quanto aos valores das tensões, os pinos de fibra distribuíram melhor as tensões ao longo do dente e tiveram as maiores cargas na região cervical do dente. Em conclusão, os autores constataram que pinos de comprimentos diferentes não alteraram a resistência final do dente tratado, apenas com o material do pino sendo a principal influência nos resultados encontrados.

3. METODOLOGIA

O trabalho se focou na construção de modelos matemáticos de pinos e dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos e suas subseqüentes simulações com elementos finitos na reprodução dos ensaios mecânicos de tração e de compressão a 135° feitos por Tavano (2010). Os pinos biológicos foram modelados em computador seguindo as dimensões dos ensaios reais. Para os dentes, a autora utilizou dentes extraídos com certas dimensões anatômicas médias, o que também foi levado em consideração para a confecção das modelagens e simulações para se obter resultados mais próximos aos encontrados em laboratório.

3.1. Ensaio de Tração

A resistência de um material depende de sua capacidade de suportar a carga sem deformação excessiva ou ruptura. Essa propriedade é inerente ao material e deve ser determinada por meio de experimentos (HIBBELER, 2004). O ensaio de tração é um experimento mecânico muito utilizado para avaliar diversas propriedades de materiais, como Módulo de Elasticidade, Tensão de Escoamento, Limite de Resistência e Tensão de Ruptura.

O ensaio é feito fixando-se um corpo de prova, normalmente com dimensões padronizadas, em uma máquina de testes de tração em duas garras. Com uma velocidade constante, uma das garras move-se tracionando o corpo e captando os dados de força e deslocamento do teste.

Neste trabalho, modelou-se um ensaio de tração para um pino constituído de dentina humana ou bovina da mesma forma que Tavano (2010) fez os testes. Os corpos de prova foram padronizados com dimensões circulares de 1,5 mm de diâmetro e 15,0 mm de comprimento. O ensaio foi feito em uma Máquina de Ensaio Universal EMIC modelo DL-10.000 com célula de carga de 500 N e garras para polímeros modelo GR 001; a velocidade de carregamento foi de 0,5 mm/min (FIG. 3.1). Os ensaios foram realizados em laboratório até a total ruptura dos corpos de prova. A partir dos dados coletados foi possível obter curvas de Tensão-deformação que foram utilizadas para calcular o Módulo de Elasticidade da dentina bovina e dentina humana.



FIGURA 3.1 – Ensaio de tração. A – Máquina de ensaios EMIC DL-10000; B – Garras autotravantes para polímeros com corpo de prova posicionado (TAVANO, 2010).

A figura 3.2 mostra o modelo construído no programa SolidWorks® para simular, com o método dos elementos finitos, o ensaio de tração. Em seguida, o modelo foi exportado para o programa Abaqus® para realização das simulações.

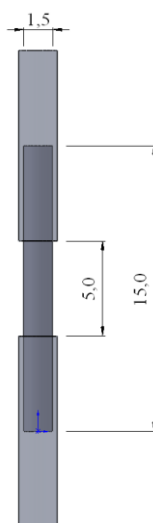


FIGURA 3.2 – Modelo de corpo de prova e garras para ensaio de tração

Com a geometria disponível no programa de elementos finitos, é necessário definir propriedades mecânicas, aplicar as condições de contorno adequadas e criar a malha para os corpos para se fazer a simulação.

Como não é de interesse do trabalho as tensões criadas nas garras, elas foram consideradas como corpos rígidos, ou seja, não sofrem esforços e deformações em seus elementos, que são automaticamente considerados do tipo casca. A vantagem do corpo rígido é que diminui o esforço computacional da simulação dado que seus movimentos são descritos em um único nó de referência que governa todo o corpo (MOAVENI, 1999).

Para o pino, foram utilizados elementos hexaédricos do tipo C3D8 com seis faces e oito nós, um em cada vértice (FIG 3.3). A escolha de tal elemento se dá pelo fato de ele dar respostas mais confiáveis por ter mais nós que um elemento tetraédrico com seis nós, o que refina mais a resposta, embora necessite de um maior esforço computacional (LOGAN, 2002).

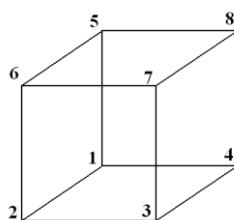


FIGURA 3.3 – Elemento hexaédrico com 8 nós

Para a primeira simulação, o pino foi composto de elementos com dimensões aproximadas de 0,1 mm, totalizando 38400 elementos e 42431 nós. Para toda a montagem, incluindo as garras, teve-se cerca de 40.000 elementos e 50.000 nós. O pino e a montagem com suas respectivas malhas estão apresentados na FIG. 3.4.

De modo a comparar os resultados, um teste de malha foi proposto em que aproximadamente se dobrou o número de elementos da montagem, totalizando em cerca de 80.000 elementos e 100.000 nós. Nos casos em as curvas de tensão-deformação apresentaram pontos com desvios maiores que 5,0 % entre eles, um novo modelo com um maior número de elementos foi simulado.

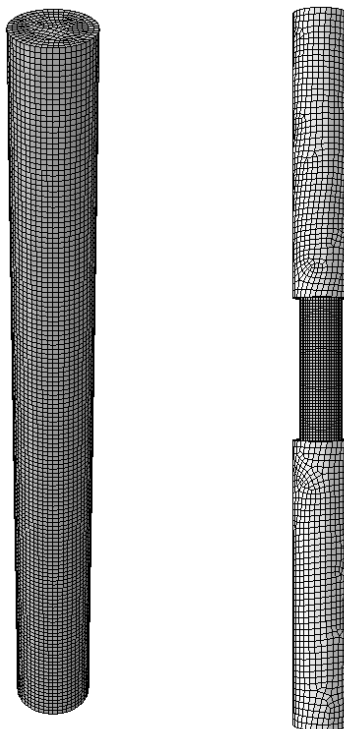


FIGURA 3.4 – Geometrias do pino e ensaio de tração com respectivas malhas

O passo seguinte foi a implementação das propriedades mecânicas dos corpos. Como as garras foram consideradas corpos rígidos, elas não possuem tais componentes, sendo consideradas com rigidez infinita. Para o pino, é necessária a implementação do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson da dentina humana e dentina bovina.

Para o módulo de elasticidade da dentina, utilizaram-se os dados obtidos de Tavano (2010) dos seus ensaios de tração das curvas de tensão-deformação (FIG 3.5). A autora fez 10 ensaios com corpos de prova padronizados e obteve um valor médio do módulo de elasticidade. Para este trabalho, um modelo para o módulo de elasticidade mais detalhado foi usado. Como mostrado na figura 3.4, a curva segue um padrão de deformação com mudanças bruscas na inclinação, explicado como sendo a acomodação e deformação dos túbulos dentinários e fibras de colágeno. De forma a usar dados mais fieis a respostas experimentais, uma curva média de todos os ensaios foi criada: primeiramente, ela foi dividida em cinco regiões e aproximadas por regressões lineares; em seguida, utilizando a média das inclinações de cada seção, construiu-se uma curva

média da tensão-deformação da dentina humana e dentina bovina, mostradas nas figuras 3.6 e 3.7.

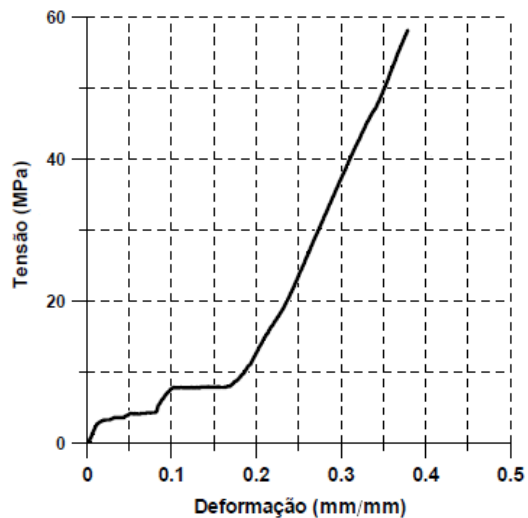


FIGURA 3.5 – Curva tensão-deformação de um dos corpos de prova de dentina bovina (TAVANO, 2010)

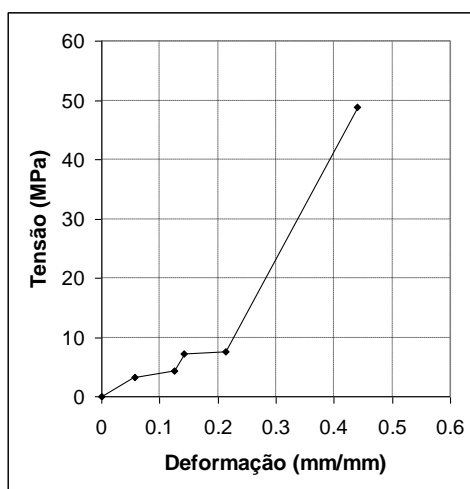


FIGURA 3.6 – Curva tensão-deformação de dentina humana - valores médios

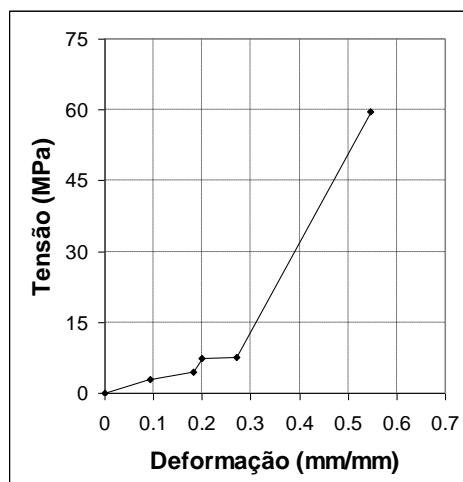


FIGURA 3.7 – Curva tensão-deformação de dentina bovina - valores médios

Essas curvas foram então exportadas para o programa de elementos finitos Abaqus[®] para servir de modelo para as propriedades mecânicas dos pinos biológicos a serem simulados. Para sua implementação no software, estabeleceu-se que o material é isotrópico e hiperelástico.

A hiperelasticidade é aplicada a materiais que no regime elástico não se comportam de forma elasticamente linear baseada na Lei de Hooke. Materiais hiperelásticos são descritos em termos de Energia Potencial de Deformação, que define a energia de deformação armazenada no material por unidade de volume de referência, ou seja, volume na configuração inicial, em função da tensão naquele ponto no material (MAZURKIEWICZ, 2009).

Neste trabalho, foi utilizada a Forma de Deformação de Marlow. Esta forma foi escolhida porque, diferente de outras formulações de hiperelasticidade, o método de Marlow segue exatamente a curva implementada. Outros métodos, como os de Mooney-Rivlin e Ogden, utilizam os pontos de tensão e deformação e criam suas próprias curvas (MARTINS, *et al.*, 2006). De modo a utilizar as curvas médias de tensão-deformação para a dentina, a Forma de Deformação de Marlow é a mais apropriada. Ela é dada pela EQ. 3.1:

$$U = U_{dev}(I_1) + U_{vol}(J_{el}) \quad (3.1)$$

Em que U é a Energia de Deformação por Volume de Referência, U_{dev} é a Deformação Desviadora que é obtida por dados de testes uniaxiais, biaxiais ou planares e U_{vol} é a Deformação Volumétrica obtida por dados volumétricos ou pelo Coeficiente de Poisson. J_{el} é a Relação de Volume Elástico e I_1 é o Primeiro Invariante de Deformação definido pela EQ. 3.2 como:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3.2)$$

Em que λ_1 , λ_2 e λ_3 são as Deformações Principais.

Assim, para o módulo de elasticidade, os dados de entrada foram utilizados como sendo de testes uniaxiais obtidos pelos ensaios de Tavano (2010) a partir de suas curvas médias de tensão-deformação. Para o coeficiente de Poisson (ν), foi utilizado o valor de 0,31 que é amplamente empregado na literatura (HO, *et al.*, 1994; HOLMES, *et al.*, 1996; ESKITASCIOGLU, *et al.*, 2002; POIATE, *et al.*, 2011).

Como condições de contorno, a garra inferior foi afixada em todos os graus de liberdade, enquanto a garra superior se movimentou ao longo do eixo y por uma distância de 1,5 mm por um tempo de 180 segundos com uma velocidade constante, respeitando os dados de entrada da máquina de ensaios universal utilizada por Tavano (2010).

O tempo de 180 segundos foi arbitrado por não ser possível simular todo o ensaio de tração até a ruptura do corpo de prova, pois o modelo calcula somente a deformação elástica e não a plástica.

Para o ensaio de tração, a coleta de dados é realizada não pela tensão real, mas a Tensão Nominal (σ), que é feita coletando a carga aplicada (P) em dado instante sobre a área inicial do corpo de prova (A_0), como dada pela EQ. 3.3.

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (3.3)$$

A Deformação Nominal (e) é encontrada dividindo a variação do comprimento de referência (δ) pelo Comprimento de Referência (L_0), como mostrado na EQ. 3.4.

$$e = \frac{\delta}{L_0} \quad (3.4)$$

Como as garras são corpos rígidos, elas não se adequam ao diâmetro do corpo de prova na medida que vai ocorrendo seu alongamento e conseqüente estrição. Dessa forma, elas criam uma concentração de tensão e deformam o corpo nos locais de contato. Por essa razão, podem-se criar dados de deformação errados dependendo do valor do comprimento de referência L_0 .

Dessa forma, fez-se uma comparação entre duas curvas obtidas. Uma utilizando o comprimento de referência como sendo o comprimento do pino que não está em contato com as garras, sendo de 5,0 mm; e outra utilizando os dados de deformação retirados somente da área central do pino da seção A-A como mostrado na FIG. 3.8. Como cada elemento da seção tem seu próprio valor de tensão e deformação, fez-se uma média entre todos eles para se retirar um único valor por instante de tempo.

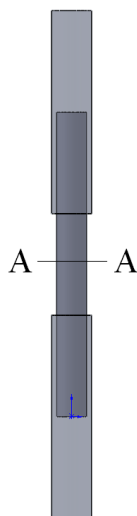


FIGURA 3.8 – Modelo do ensaio de tração com a seção A-A

Entretanto, os dados de deformação obtidos pela resposta da simulação são de Deformação Real (ε) e não Deformação Nominal. Eles se relacionam pela EQ. 3.5:

$$\varepsilon = \ln(1 + e) \quad (3.5)$$

Pode-se então obter a Deformação Nominal de uma seção fazendo uma alteração algébrica na EQ. 3.5 e obter:

$$e = \exp^{\varepsilon} - 1 \quad (3.6)$$

Assim, o comprimento de referência L_0 se torna referente ao tamanho do elemento, minimizando a influência da concentração de tensões criadas pelas garras do ensaio e conseqüentemente melhorando o resultado da curva de tensão-deformação.

3.2. Desenvolvimento do Modelo de Dente Tridimensional

Ao longo do tempo, vários autores usaram diferentes métodos para a geração de geometrias de dentes isolados ou até de toda a arcada dentária. Atlas de anatomia foram muito utilizados, porém é difícil sua utilização para geometrias tridimensionais, sendo mais usados em desenhos bidimensionais. Outras técnicas são a utilização de tomografias computadorizadas, raios-x e escaneamentos de dentes extraídos ou de crânios secos (LOTTI, *et al.*, 2006).

Neste trabalho foram utilizadas imagens reais obtidas de cortes transversais de um cadáver. As imagens foram fornecidas pelo Visible Human Project® (VHP) mediante um acordo de licença entre o Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e o National Library of Medicine (NLM) (THE VISIBLE HUMAN PROJECT, 2009).

O projeto é constituído de fotografias tiradas de cadáveres que foram congelados e seccionados em distâncias determinadas (FIG 3.9). As seções transversais do cadáver masculino que foram usados neste trabalho têm distâncias de 1,0 mm entre si. As imagens obtidas têm uma resolução boa para se distinguir diferentes tecidos do corpo com precisão satisfatória.

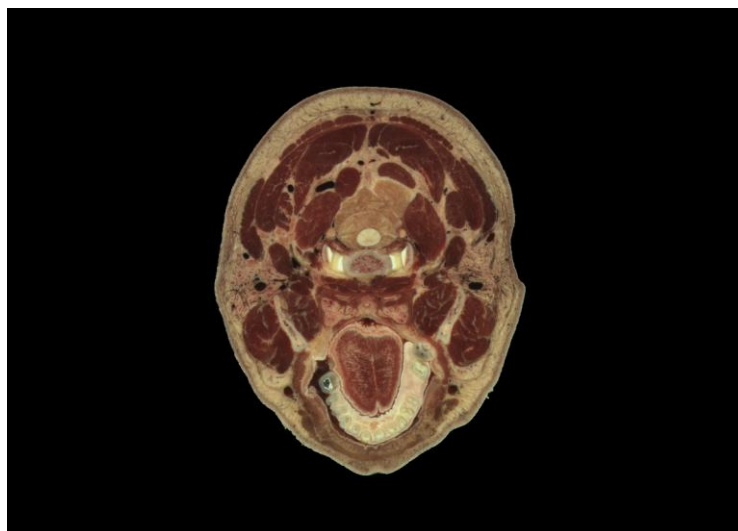


FIGURA 3.9 – Imagem de seção da cabeça do Visible Human Project (2009)

Para se construir os modelos de dentes caninos que foram utilizados no projeto, é necessário seguir as seguintes etapas: identificação das seções do Visible Human Project que contém os dentes necessários; demarcação dos contornos dos dentes caninos (FIG 3.10); alinhamento de todas as seções na direção longitudinal com o correto posicionamento e espaçamento entre elas; união dos vários contornos obtidos por superfícies para a criação de modelos tridimensionais (ROCHA, 2011).

Com os contornos demarcados e seu conseqüente alinhamento, pode-se fazer uma pré-visualização do modelo que está sendo construído, já se podendo enxergar como ficará o dente e sendo possível diferenciar as geometrias da dentina e esmalte (FIG. 3.11).

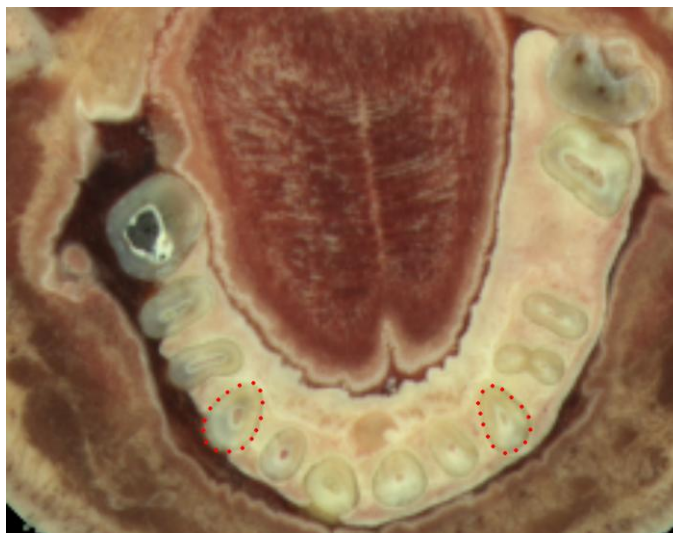


FIGURA 3.10 – Demarcação dos dentes caninos do Visible Human Project (2009)

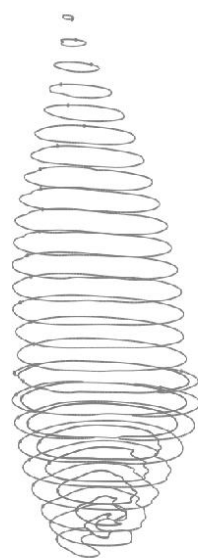


FIGURA 3.11 – Contornos referentes à geometria do dente

Com a devida união das curvas, é então possível criar o modelo sólido tridimensional do dente canino. A figura 3.12 mostra as vistas da geometria criada por completa, com os dois tecidos principais, a dentina e o esmalte, separados e as dimensões da raiz em milímetros. As dimensões da raiz estão de acordo com a média das dimensões dos dentes utilizados por Tavano (2010) em seus experimentos.

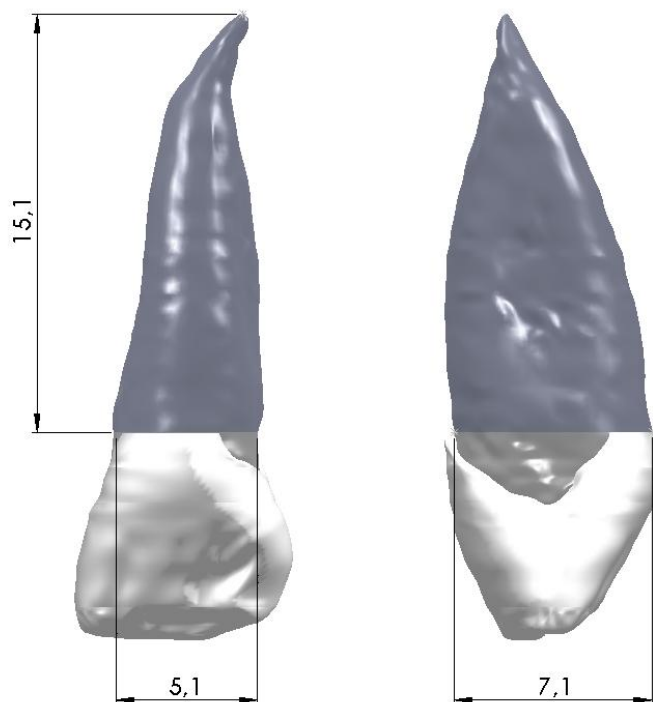


FIGURA 3.12 – Modelo geométrico do dente canino

3.2. Ensaio de Compressão a 135°

Para o ensaio de compressão a 135°, foi necessário modelar todos os componentes de um dente restaurado com pinos intrarradiculares, obedecendo aos materiais e dimensões utilizados por Tavano (2010). Dessa forma, construíram-se as seguintes geometrias:

- Ligamento periodontal de poliéter
- Raiz dentária
- Camada de cimento
- Pino intrarradicular
- Núcleo de resina composta
- Cutelo de aplicação de carga

Seguindo Tavano (2010), o material para simular o comportamento do ligamento periodontal foi à base de poliéter da marca Impregum (3M ESPE, Germany), ele foi aplicado a uma distância de

2,0 mm da base apical da raiz e seguiu a geometria externa da raiz, com uma espessura média de 0,25 mm (FIG 3.13.A). A raiz foi perfurada com uma broca de Largo nº 6 com diâmetro de 1,6 mm com profundidade de 10,0 mm (FIG 3.13.B). A camada de cimento teve diâmetro interno de 1,5 mm e espessura de 0,1 mm para se adequar ao espaço entre pino e raiz (FIG 3.13.C). O pino intrarradicular de dentina teve dimensões de 10,0 mm de comprimento com 1,5 mm de diâmetro na porção apical, mantendo a porção coronal com 3,0 mm de comprimento e 2,0 mm de diâmetro (FIG 3.13.D). O núcleo coronal manteve as dimensões anatômicas da dentina com altura de 5,0 mm e foi feito de resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE, Sumaré, Brasil) (FIG 3.13.E). O cutelo de aplicação de carga manteve as dimensões da máquina de ensaios universal com a superfície de contato com diâmetro de 3,0 mm (FIG 3.13.F).

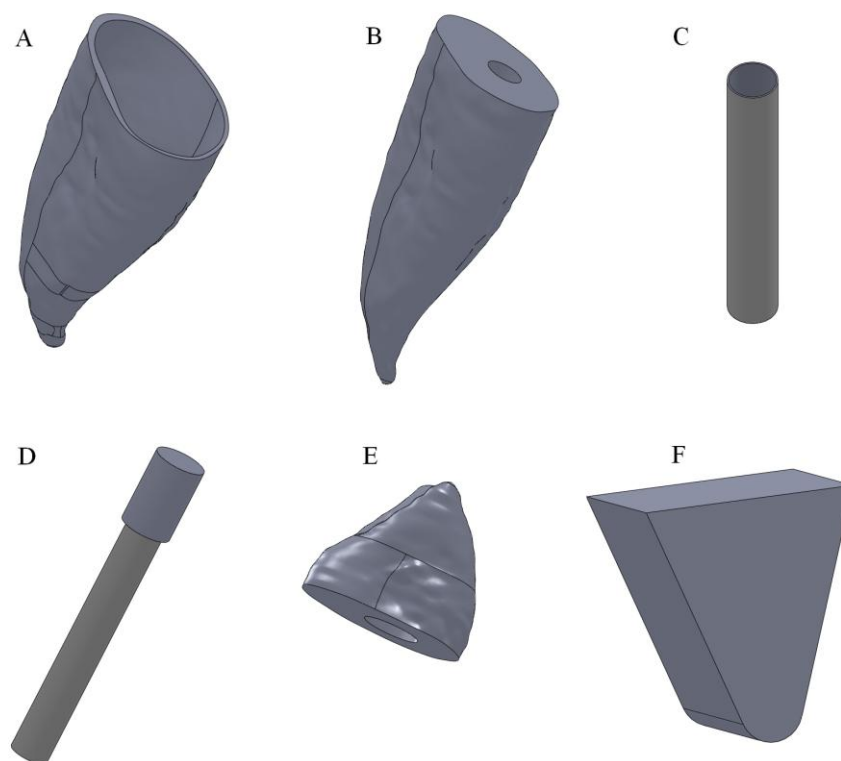


FIGURA 3.13 – Componentes do ensaio de compressão a 135°: A – Ligamento periodontal de poliéter; B – Raiz dentária; C – Camada de cimento; D – Pino intrarradicular; E – Núcleo de resina composta; F – Cutelo de aplicação de carga

O modelo completo para a simulação do ensaio se dá com a junção de todos os componentes do dente restaurado. Para o ensaio de compressão, ele foi então rotacionado em 135° ao longo de seu

eixo para que a máquina de ensaios universal possa aplicar uma força compressiva na angulação de mastigação na região palatina do dente, conforme feito por Tavano (2010) e mostrado na FIG 3.14.

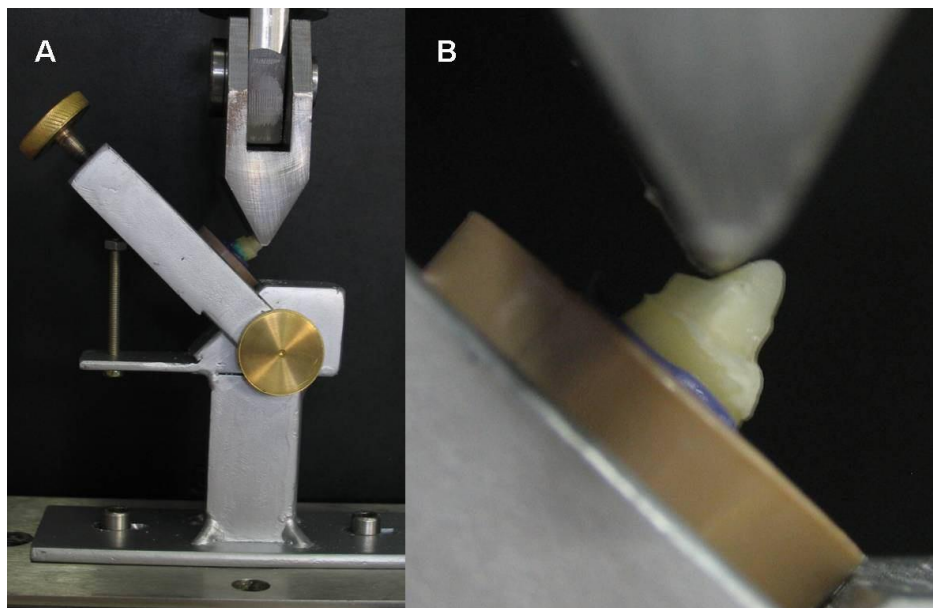


FIGURA 3.14 – Ensaio de compressão a 135° A – Dispositivo para ensaio; B – Detalhe na região palatina do corpo de prova em 135° ao longo do eixo do dente (TAVANO, 2010)

O modelo com todos os componentes do ensaio montados no SolidWorks[®] está mostrado na FIG 3.15.

Em seguida, o modelo foi exportado para o programa Abaqus[®] para fazer as simulações. Com a geometria disponível no programa de elementos finitos, é necessário definir propriedades mecânicas, aplicar as condições de contorno adequadas e criar a malha para os corpos para se fazer a simulação.

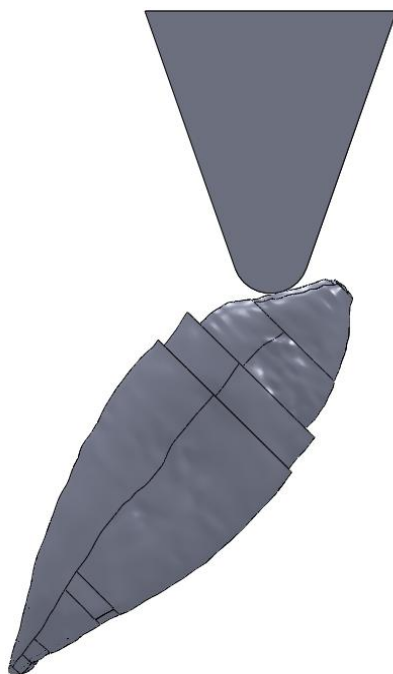


FIGURA 3.15 – Montagem completa do ensaio de compressão a 135°

Como o interesse é analisar as tensões que ocorrem no interior do modelo do dente e a força de contato entre cutelo e dente, o cutelo de aplicação de carga foi definido como sendo um corpo rígido não deformável, com elementos de casca.

Embora seja de grande vantagem a utilização de elementos hexaédricos do tipo C3D8, nessa simulação foi utilizado em sua maioria elementos tetraédricos do tipo C3D4 (FIG 3.16). A razão para isso é que esse tipo de elemento, embora tenha somente 4 nós e não dê respostas tão refinadas como de elementos hexaédricos (LOGAN, 2002), eles conseguem se adequar melhor a geometrias mais complexas, que é o caso da geometria não linear do dente e de outros materiais biológicos.

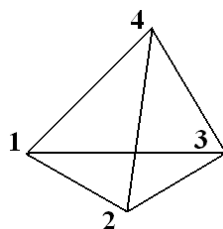


FIGURA 3.16 – Elemento tetraédrico com 4 nós

Para a primeira simulação, os componentes foram compostos de elementos com média de tamanho de 0,3 mm, totalizando um valor aproximado de 50 mil elementos e 15 mil nós. A montagem completa com sua respectiva malha está apresentada na FIG. 3.17.

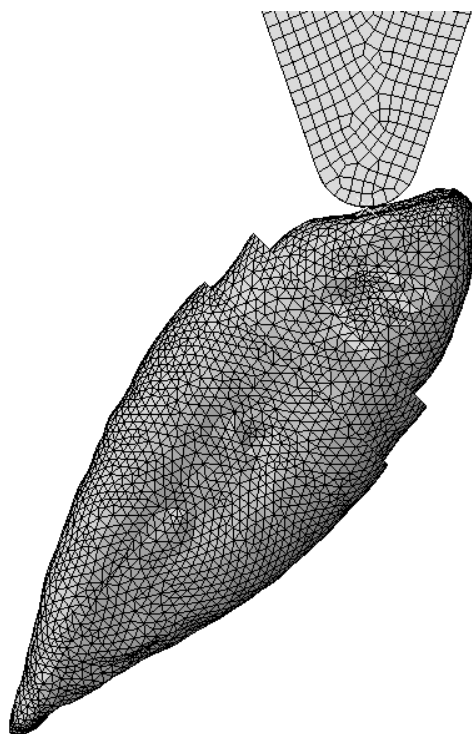


FIGURA 3.17 – Geometria do ensaio de compressão a 135° e sua respectiva malha

De modo a comparar resultados, um teste de malha foi proposto. A distribuição de tensões foi examinada ao longo de 3 linhas, chamadas de L_1 , L_2 e L_3 , passando no interior do dente atravessando o centro do pino, como mostrado na FIG 3.18. Pontos específicos das curvas de tensão obtidas foram comparados e foi estabelecido como critério que os resultados não poderiam ter desvios maiores que 5,0 % entre si. Conjuntamente, os valores de força de contato das curvas de força-tempo também passaram pelo teste de malha, obedecendo ao mesmo critério de obter desvios menores que 5,0 % entre si. As malhas seguintes tiveram 100 mil elementos, 200 mil, 300 mil e assim por diante.

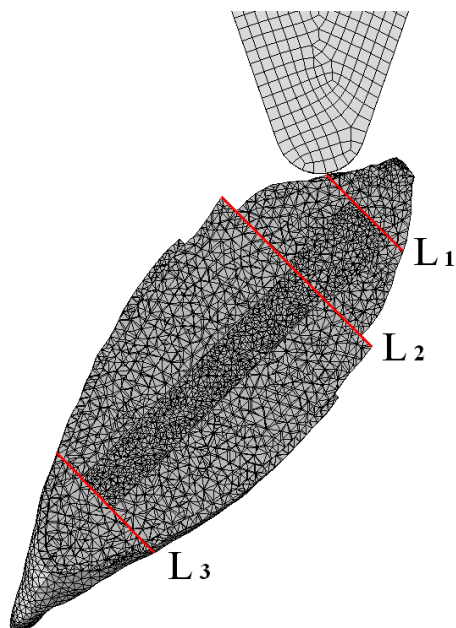


FIGURA 3.18 – Linhas de comparação de resultados para o teste de malha

A implementação das propriedades mecânicas dos corpos foi o passo seguinte. Como o cutelo de aplicação de carga foi considerado como corpo rígido, ele não possui tais componentes, sendo considerado com rigidez infinita. Para as propriedades dos pinos biológicos e dentina radicular, foram utilizados os valores de Tavano (2010), como previamente utilizados no ensaio de tração na seção 3.1. Para os demais componentes, é necessária a implementação de o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, conforme estão mostrados na Tabela 3.1.

TABELA 3.1 – Propriedades mecânicas dos materiais odontológicos

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (-)	Tensão de Resistência (MPa)	Referência
Poliéter	0,05	0,45	-	SOARES <i>et al.</i> , 2007
Cimento Resinoso	6,3	0,27	100,0	ATTAR <i>et al.</i> , 2003 OBICI <i>et al.</i> , 2005
Resina Composta	11,6	0,31	298,3	ATTAR <i>et al.</i> , 2003; CHUNG <i>et al.</i> , 2004

Como condições de contorno, o dente foi afixado em todos os graus de liberdade na parte externa do material de poliéter que simula o ligamento periodontal. Em seguida, o cutelo movimentou ao longo do eixo y por uma distância de 1,0 mm por um tempo arbitrato de 120 segundos com uma velocidade constante, respeitando os dados de entrada da máquina de ensaios universal utilizada por Tavano (2010).

Com o objetivo de aprimorar a resposta da simulação, um método empírico foi utilizado em subseqüentes simulações do ensaio. Na superfície que conecta a raiz com o núcleo de resina composta, o método mais amplamente utilizado em simulações de elementos finitos é que há uma completa conexão entre elas, com os elementos “colados” uns aos outros (HOLMES, *et al.*, 1996; PEGORETTI, *et al.*, 2002; LANZA, *et al.*, 2005; MEZZOMO, *et al.*, 2011). Entretanto, a conexão entre essas superfícies é feita pela adesividade da resina composta com a raiz, não ocorrendo uma fusão que justifique completamente a fixação permanente entre elas. Como dito por Maccari *et al.* (2003), o pino intrarradicular só atua como auxílio na retenção da restauração, logo é de se supor que essa fixação permanente entre essas superfícies pode agir como uma retenção adicional e dar resultados imprecisos em várias simulações para diferentes situações.

Assim, o trabalho propôs fazer também simulações em que essas superfícies não estivessem coladas, fazendo simulações em que elas deslizariam entre si para comparar com os resultados de Tavano (2010) em busca de respostas mais precisas aos experimentais. Dessa forma, simulou-se o mesmo modelo com as seguintes condições: superfícies coladas; superfícies soltas e sem atrito; superfícies soltas com Coeficientes de Atrito (μ) arbitrários de 0,1, 0,25, 0,5 e 1,0.

Com as metodologias prontas, o objetivo foi obter não só a distribuição de tensões no dente, mas principalmente obter as curvas de força-tempo dos ensaios de compressão e compará-las com as de Tavano (2010) (FIG 3.19).

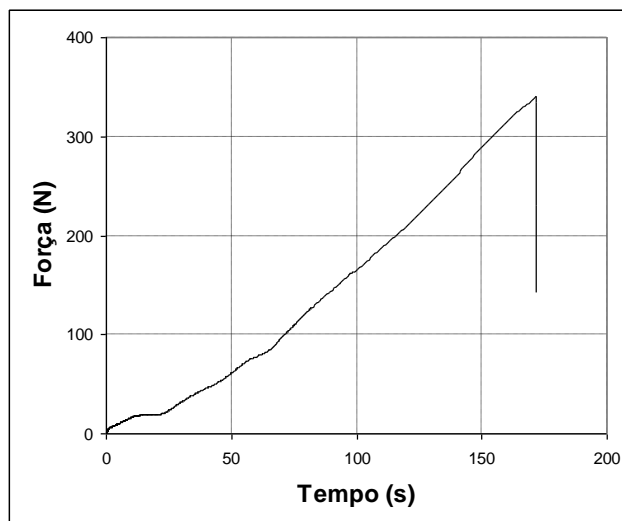


FIGURA 3.19 – Curva padrão força-tempo de um ensaio de compressão a 135° (TAVANO, 2010)

O objetivo de Tavano (2010) foi a obtenção da força de ruptura do dente tratado e não a obtenção de uma curva de força-tempo. Como não é possível obter essa força de ruptura pela simulação entrar em deformações plásticas, o objetivo das simulações foi a construção da curva, criando assim um modelo matemático para o ensaio de compressão a 135°. Para comparação, fez-se uma média dos valores de força encontrados em determinados instantes de tempo dos vários corpos de prova que foram ensaiados, especificamente os instantes de 50, 75, 100 e 120 segundos. Para uma melhor visualização, as FIGS 3.20 e 3.21 mostram os pontos conectados para formar uma curva de força-tempo e facilitar as análises dos resultados.

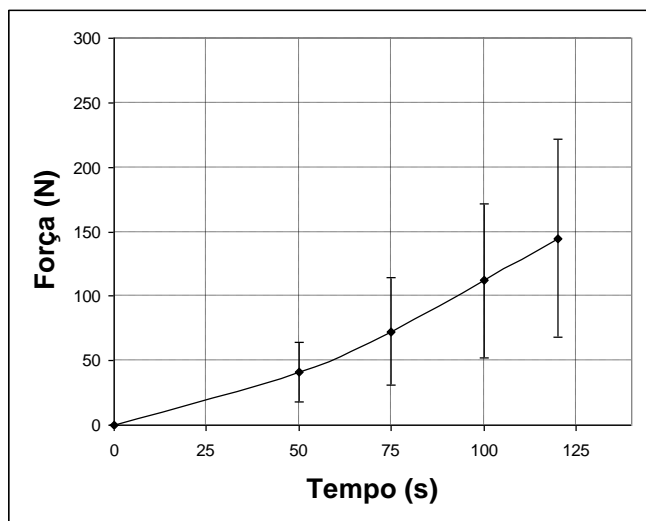


FIGURA 3.20 – Curva força-tempo de um ensaio de compressão a 135° com pino de dentina humana

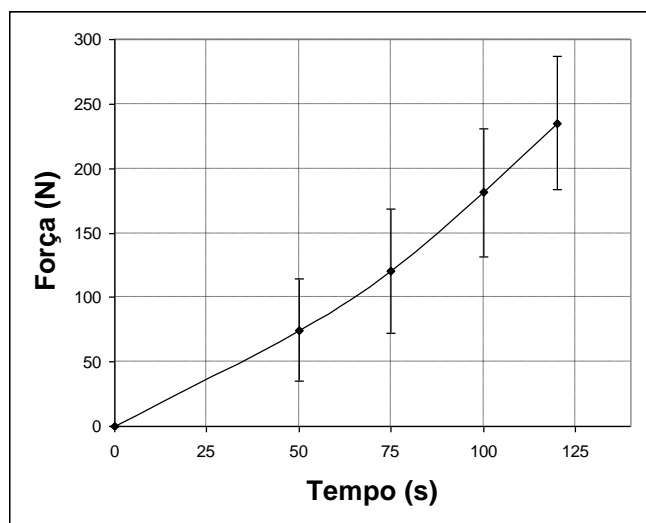


FIGURA 3.21 – Curva força-tempo de um ensaio de compressão a 135° com pino de dentina bovina

3.3. Critério de Falha

Existem vários critérios de falha de materiais, podendo-se citar os critérios de Rankine, critério de Mohr, entre outros. A teoria de falha empregada para a análise dos resultados será o critério de Von Mises (σ_v). Ele é descrito como um valor de tensão que prediz quando o material vai entrar

em escoamento mesmo submetido a várias tensões diferentes, satisfazendo a propriedade de que dois estados de tensões com igual energia de distorção dão o mesmo valor de tensão de Mises (MISES, 1913). Ele pode ser descrito pela formulação dada pela EQ. 3.7 em sua forma mais geral:

$$\sigma_v = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2)} \quad (3.7)$$

Pode-se simplificá-la ao se assumir um estado plano de tensões e tomar as tensões principais σ_1 , σ_2 e σ_3 no corpo como sendo mostradas nas EQ. 3.8, 3.9 e 3.10:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3.8)$$

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3.9)$$

$$\sigma_3 = \sigma_z \quad (3.10)$$

Ela então pode ser reescrita da seguinte forma, como mostrada na EQ. 3.11

$$\sigma_v = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - (\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)} \quad (3.11)$$

A razão para a seleção deste critério, que resulta em uma tensão de tração do tipo normal, reside no fato de que os materiais frágeis, do qual o dente e outros materiais biológicos são membros, falham devido principalmente a tensões do tipo tração (TOKSAVUL *et al.*, 2006).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados foram obtidos após várias simulações que refletiram como o método dos elementos finitos pode ser trabalhoso não só em nível computacional, mas como a modelagem correta de um sistema não é um ato simples de ser feito, sendo necessário modificar o projeto e adaptá-lo para que possa ser transformado em um conjunto de elementos e nós que possam dar uma resposta confiável e bem feita. Além disso, somente a simulação não é suficiente para chegar em resultados; uma análise adequada é imprescindível para estar convencido de que a modelagem foi correta e que os resultados são confiáveis.

A seguir, seguem os resultados dos ensaios de tração e compressão a 135° com as discussões das influências das propriedades constitutivas dos tecidos nas distribuições de tensões, as análises relativas aos testes de malha e outras tentativas de refinar os resultados e enfim as comparações com os dados obtidos por Tavano (2010) experimentalmente.

4.1. Ensaio de Tração

A partir das condições de contorno aplicadas nas simulações, puderam-se obter as respostas dos ensaios de tração e avaliar o comportamento diretamente proporcional da tensão em relação à deformação. As FIGS 4.1 e 4.2 mostram a distribuição de tensões ao longo dos pinos no momento final da simulação. Ao se analisar a deformação final, vê-se que houve concentração de tensão nas áreas próximas às garras, como mostrado nas FIGS 4.1.C e 4.2.C, o que não afeta na carga axial, mas pode afetar nas deformações. Vê-se que na seção central dos pinos as tensões ficaram muito mais uniformes entre si, contribuindo para a coleta de dados das deformações.

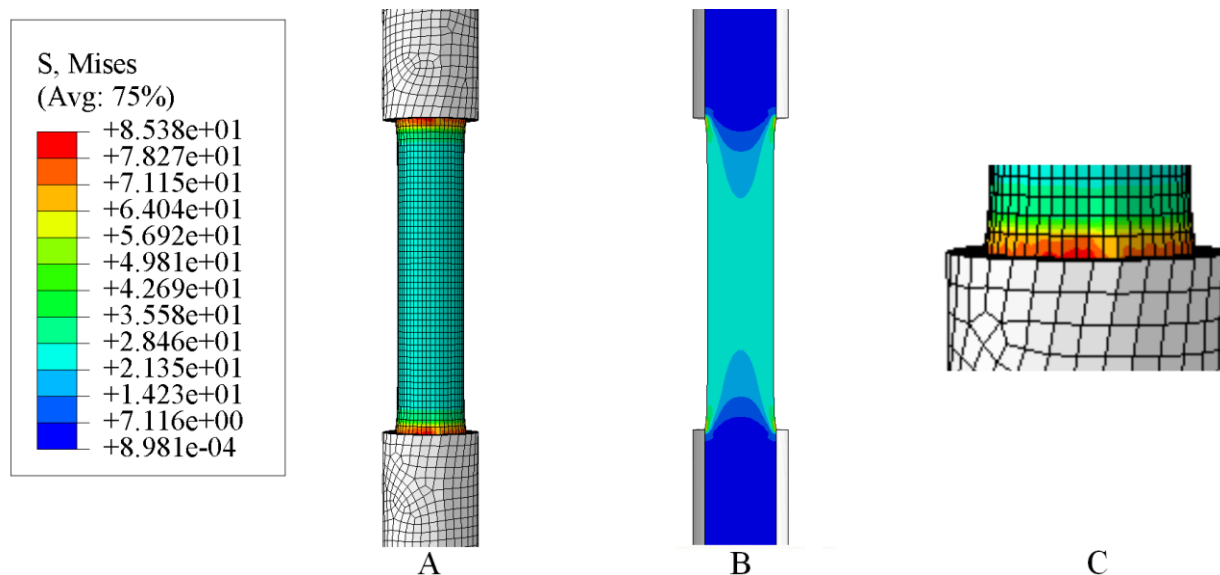


FIGURA 4.1 – Distribuição de tensões no ensaio de tração de dentina humana. A – Visão frontal; B – Corte longitudinal; C – Imagem ampliada da conexão da garra com pino

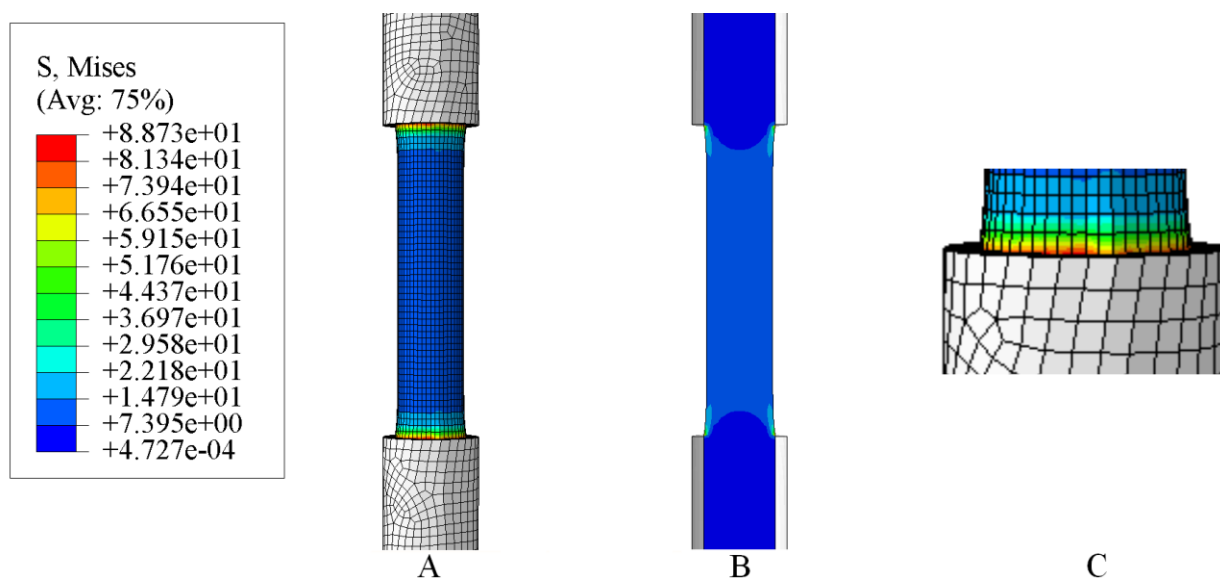


FIGURA 4.2 – Distribuição de tensões no ensaio de tração de dentina bovina. A – Visão frontal; B – Corte longitudinal; C – Imagem ampliada da conexão da garra com pino

Para a construção das curvas desejadas, utilizaram-se valores de força e deslocamento em vários instantes de tempo da simulação. Com os dados disponíveis, pôde-se calcular a Tensão Nominal e Deformação Nominal e assim fazer as curvas de tensão-deformação e compará-las com as de Tavano (2010). Os resultados encontram-se nas FIGS 4.3 e 4.4.

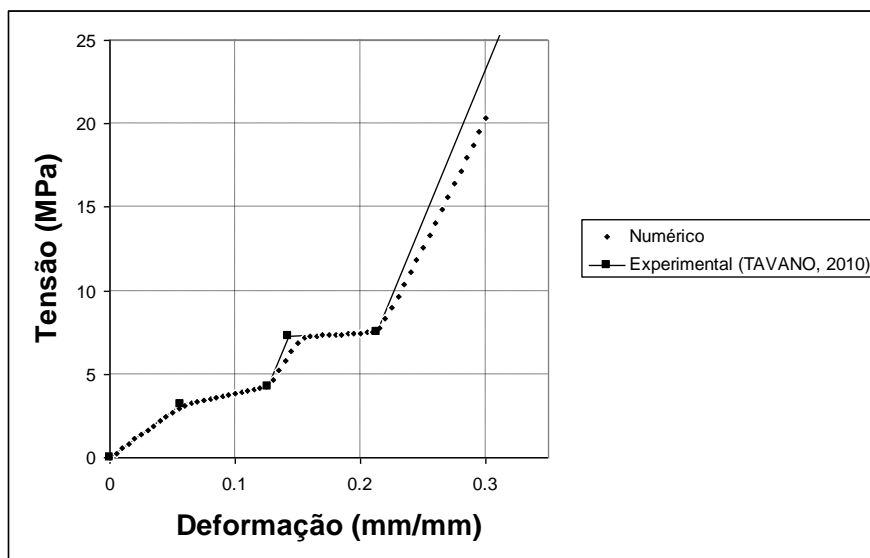


FIGURA 4.3 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina humana

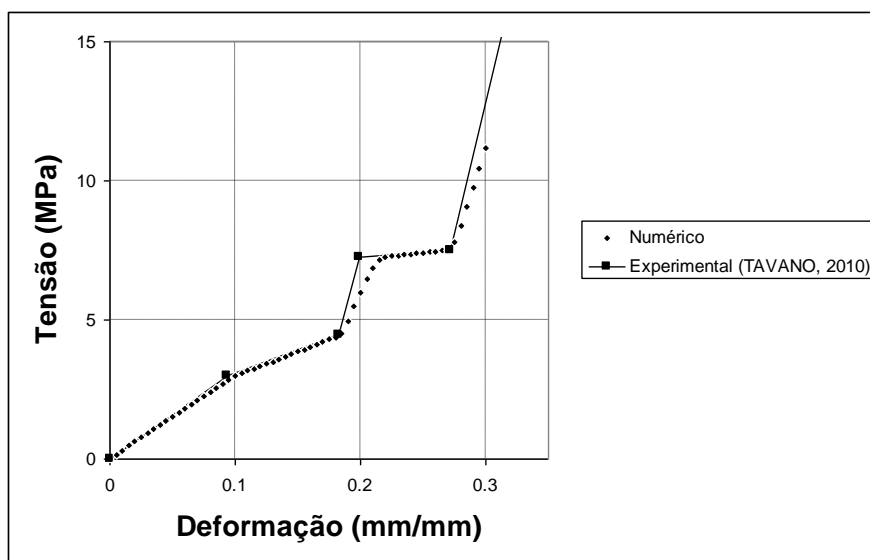


FIGURA 4.4 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina bovina

O comportamento das curvas obtidas numericamente é semelhante aos dados de entrada colocados para a simulação, principalmente obedecendo às mudanças bruscas de inclinação em determinados pontos, mostrando que uso da hiperelasticidade como dado de entrada foi utilizado de forma correta. Para tensões baixas, as simulações conseguiram representar as curvas de tensão-deformação de modo fiel aos dados experimentais, entretanto, para tensões maiores,

desvios aparecem e os resultados numéricos começam a se divergir significativamente. As tabelas 4.1 e 4.2 mostram alguns valores desses desvios para tensões iguais nos pontos de mudança brusca de inclinação e no último ponto da simulação, respectivamente.

TABELA 4.1 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina humana

Tensão (MPa)	Deformação		Desvio (%)
	Experimental (mm/mm)	Numérica (mm/mm)	
3,22	0,056	0,063	11,1
4,28	0,126	0,125	0,8
7,28	0,142	0,159	10,7
7,50	0,213	0,207	2,9
20,33	0,284	0,300	5,3

TABELA 4.2 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina bovina

Tensão (MPa)	Deformação		Desvio (%)
	Experimental (mm/mm)	Numérica (mm/mm)	
2,99	0,093	0,100	7,0
4,47	0,183	0,184	0,5
7,26	0,199	0,219	9,1
7,52	0,272	0,270	0,7
11,18	0,291	0,300	3,1

Por haver uma defasagem crescente nas curvas, os valores dos desvios das deformações para mesmas tensões oscilam entre valores médios de 1 a 11 % para dentina humana e de 1 a 9 % para dentina bovina. Os maiores desvios ocorrem exatamente nas mudanças bruscas de inclinação em que as curvas se adaptam às mudanças nos módulos de elasticidades. No final das curvas, ainda se vê que a inclinação das simulações é diferente das experimentais, o que acarretaria em desvios permanentemente crescentes conforme o aumento da tensão e da deformação.

A aparição desses desvios pode ser explicada pelo fato de se ter como comprimento de referência o pedaço do pino que não está encostado nas garras. Como o objetivo é um ensaio uniaxial, a concentração de tensões que ocorre nas regiões próximas às garras atrapalha a deformação e a obtenção de dados.

O próximo passo foi fazer uma nova simulação com o dobro de elementos e nós para o pino para checar se um teste de malha poderia melhorar os resultados e apresentar curvas de tensão-deformação mais próximas às curvas reais.

Entretanto, mesmo refinando a malha, a curva obtida apresentou os mesmos valores da malha anterior, com os pontos não tendo desvios maiores que 3,0 % entre as simulações (FIG 4.5). Isso mostrou que, para essa modelagem, os resultados já convergiram para valores estáveis e que maiores refinamentos alterariam muito pouco a resposta final.

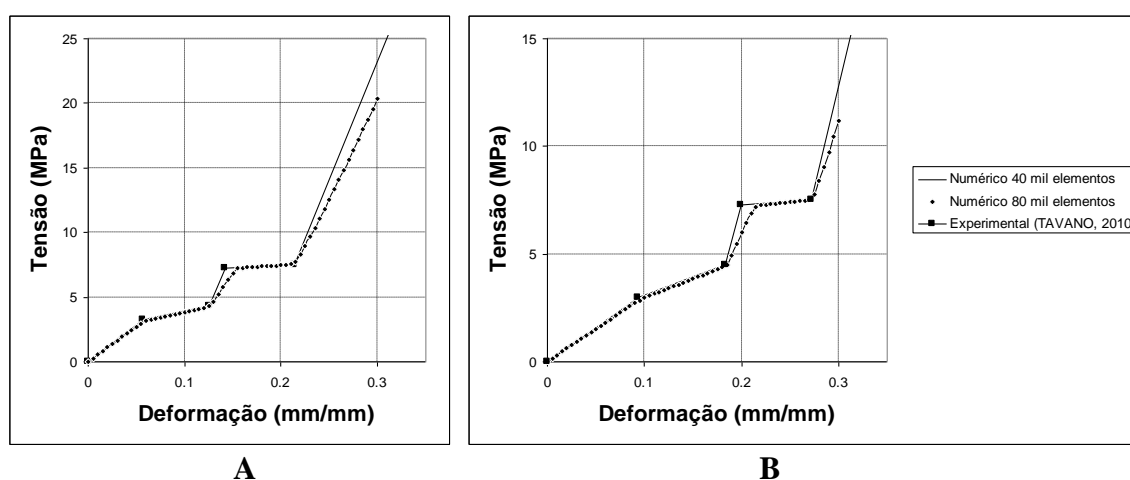


FIGURA 4.5 – Curvas de tensão-deformação após refinamento da malha. A – Dentina humana; B – Dentina bovina

Seguindo a metodologia, o mesmo modelo foi analisado novamente obtendo-se somente os dados de deformação da seção A-A, ou seja, da área central dos pinos, para comparar se há uma melhora nos resultados na tentativa de minimizar os desvios criados pelas garras. Como na simulação anterior, foi feito primeiro com a malha de 40 mil elementos para em seguida aplicar um teste de malha. As FIGS 4.6 e 4.7 mostram como ficaram as novas curvas.

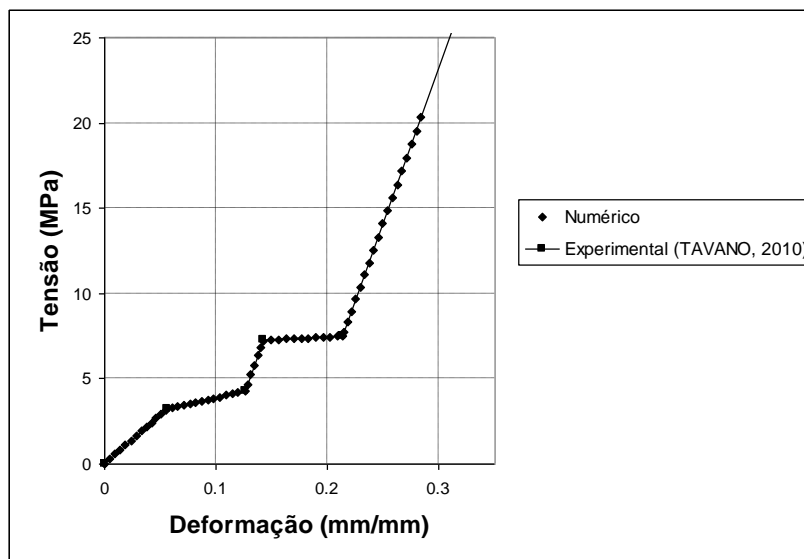


FIGURA 4.6 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina humana com dados da seção A-A

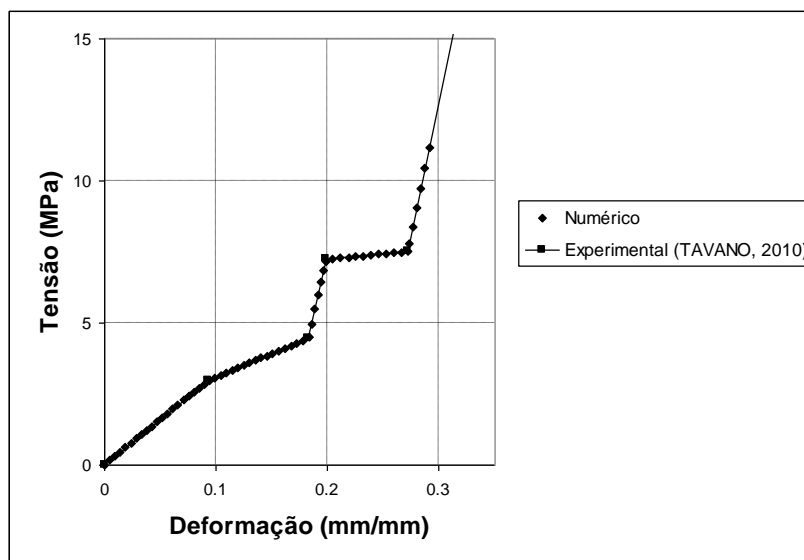


FIGURA 4.7 – Curvas de tensão-deformação experimental e numérica de dentina bovina com dados da seção A-A

Como esperado, as curvas apresentaram valores muito mais próximos aos valores experimentais, mostrando como a possibilidade de se obter dados em uma seção no meio do pino e utilizando um valor para comprimento de referência que tende a ser infinitesimal pode gerar resultados

muito bons. De modo a comparar esses resultados, novas tabelas de desvios foram feitas nos mesmos pontos que os anteriores.

TABELA 4.3 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina humana com dados obtidos da seção A-A

Tensão (MPa)	Deformação		Desvio (%)
	Experimental (mm/mm)	Numérica (mm/mm)	
3,22	0,056	0,058	3,4
4,28	0,126	0,126	0,0
7,28	0,142	0,148	4,1
7,50	0,213	0,211	0,9
20,33	0,284	0,284	0,0

TABELA 4.4 – Desvio percentual para o ensaio de tração de dentina bovina com dados obtidos da seção A-A

Tensão (MPa)	Deformação		Desvio (%)
	Experimental (mm/mm)	Numérica (mm/mm)	
2,99	0,093	0,094	1,1
4,47	0,183	0,182	0,5
7,26	0,199	0,204	2,5
7,52	0,272	0,271	0,4
11,18	0,291	0,291	0,0

As curvas geradas pela deformação nominal da seção A-A são as ideais para se obter um gráfico de tensão-deformação com desvios máximos menores que 5,0 %, o que asseguram de que é a resposta definitiva. Mesmo assim, um teste de malha foi feito com o dobro de elementos e nós; o resultado mostrou que a simulação já está estabilizada com pontos não tendo desvios maiores que 2,0 % entre as simulações. Isso mostrou que, para essa modelagem, os resultados já convergiram para valores estáveis e que maiores refinamentos alterariam muito pouco a resposta final.

Como conclusão para a simulação do ensaio de tração, pode-se fazer um paralelo em relação ao ensaio experimental. Ao se fazer as medições usando o valor do comprimento de referência L_0 como 5,0 mm, houve erros na curva de tensão-deformação pela concentração de tensões. Essas concentrações podem ter ocorrido com os ensaios de Tavano (2010) que utilizou o valor como

sendo a distância do pino entre as garras, sendo o ideal a utilização de um extensômetro, que possibilita a medição da deformação de um Comprimento de Referência menor e, conseqüentemente, menos sensível de sofrer pelas concentrações de tensões. Logo, embora as simulações tenham obtido um grau muito satisfatório em refazer as curvas experimentais, é possível que as curvas reais não estejam isentas dos mesmos desvios encontrados na primeira simulação com Comprimento Nominal maior.

4.2. Ensaio de Compressão a 135°

A partir das condições de contorno aplicadas nas simulações, puderam-se obter as respostas dos ensaios de compressão com os pinos. A partir da força de aplicação do cutelo, podem-se fazer diferentes curvas de força-tempo e compará-las com as de Tavano (2010).

As aplicações com atrito não deram resultados satisfatórios. O principal problema foi que nenhum dos modelos conseguiu completar as simulações, com o melhor caso não completando nem 20% de toda a simulação. Como as superfícies que conectam o núcleo de resina com a raiz não estão coladas, o método de elementos finitos as “enxerga” como dois corpos separados, o que as submete a problemas como penetração de corpos (FIG 4.8). Como a simulação foi feita para calcular a força de contato em vários instantes de tempo, a cada movimentação do cutelo a possibilidade de penetração aumenta com o deslizar das superfícies, ou uma pequena penetração desprezível e possível de ser corrigida vai acumulando até o ponto em que o programa de cálculo não consegue continuar.

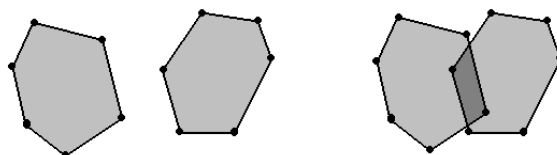


FIGURA 4.8 – Exemplo de penetração de corpos em elementos finitos

Existem diferentes maneiras de se contornar esse problema, a principal delas sendo o refinamento das malhas, para que os nós se encontrem e não permitam a penetração dos corpos. Uma

alternativa é a utilização de elementos quadráticos que possuem um nó adicional no meio de cada aresta do elemento, criando mais uma barreira para a penetração, mas com maior custo computacional. Entretanto, mesmo com diferentes malhas e refinamentos, não foi possível encontrar um resultado que convergisse, até chegar em um ponto em que o refinamento era tão grande que o esforço computacional para um único incremento do cálculo já não valia a pena continuar.

Devido a essas dificuldades de conseguir com que as simulações convergissem até o fim, os resultados não puderam ser utilizados para comparar com as curvas experimentais. A FIG. 4.9 mostra algumas das curvas obtidas até o momento em que foram abortadas.

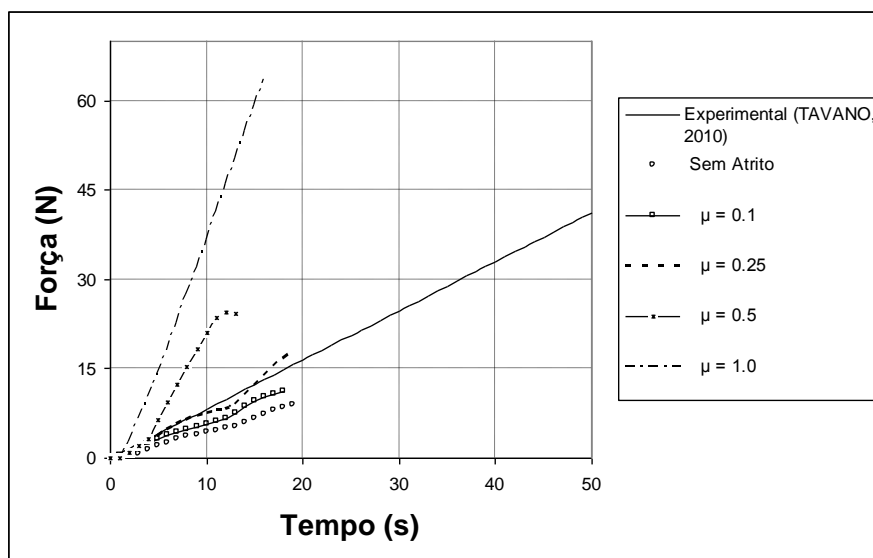


FIGURA 4.9 – Simulações do ensaio de compressão a 135° de um dente tratado com pino de dentina humana com diferentes coeficientes de atrito

Uma análise até o momento em que as simulações divergiram e pararam o cálculo mostra que as forças do ensaio aumentam consideravelmente conforme vai se aumentando o coeficiente de atrito, com o valor de 0,25 se mostrando o mais próximo da curva experimental. Entretanto, a curva de um ensaio de compressão não é perfeitamente linear, o que impossibilita imaginar como seria o comportamento de todas as simulações caso elas conseguissem continuar os cálculos. Dessa forma, esse método teve que ser descartado da busca das curvas de força-tempo dos ensaios de compressão.

O passo seguinte foi a simulação dos pinos com a teoria mais utilizada de as superfícies serem coladas, o que impede problemas de penetração de corpos nos cálculos e é mais fácil de convergir. Como esperado, todas as simulações convergiram, podendo-se obter as curvas procuradas e fazer os testes de malha para obter uma resposta estabilizada. As FIGS 4.10 e 4.11 mostram as curvas de força-tempo na primeira simulação com 50 mil elementos e 15 mil nós para os ensaios com dentina humana e dentina bovina, respectivamente. Importante destacar que os pontos calculados e os experimentais foram ligados por linhas para uma melhor visualização de uma curva e para facilitar as análises.

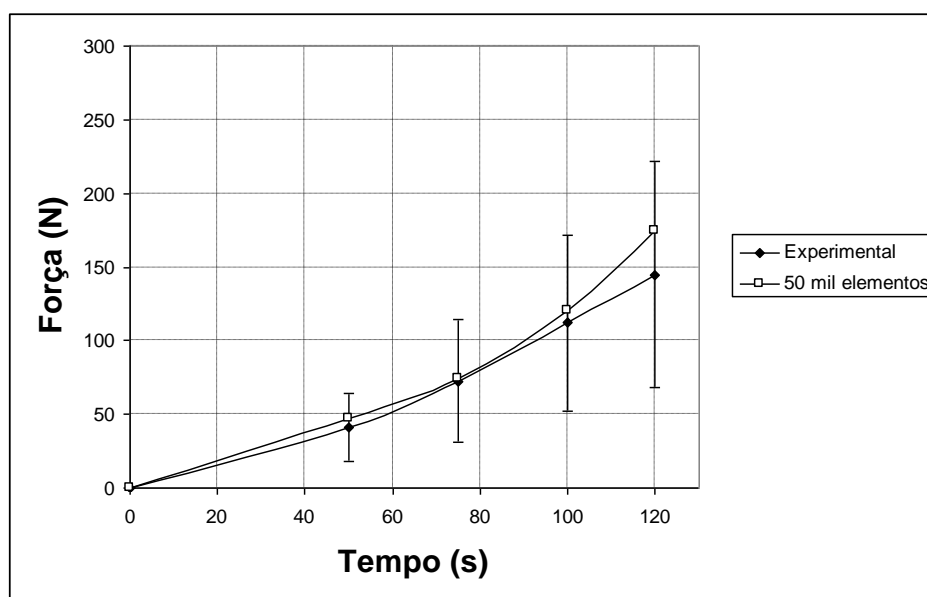


FIGURA 4.10 – Curva força-tempo do dente canino tratado com pino de dentina humana em modelo com 50 mil elementos

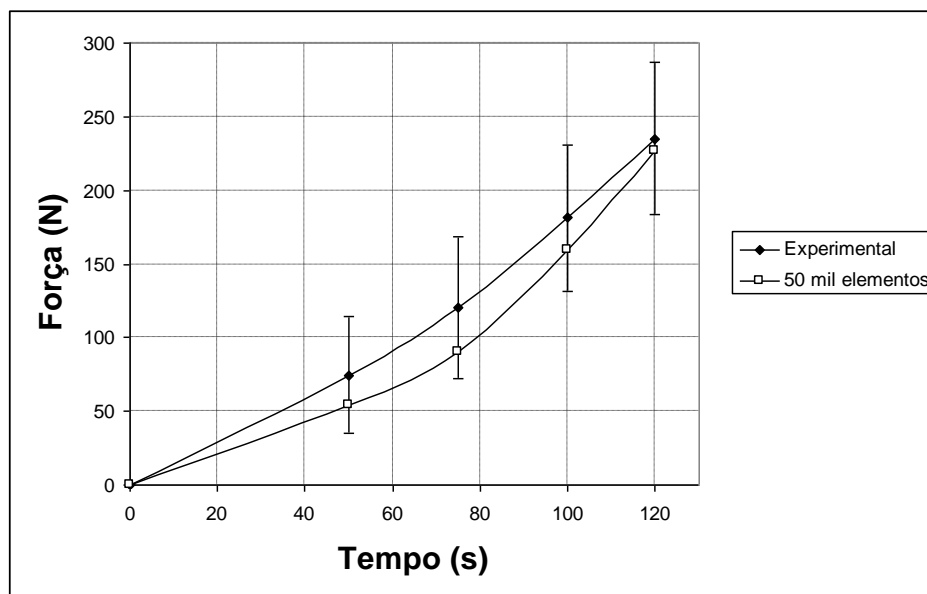


FIGURA 4.11 – Curva força-tempo do dente canino tratado com pino de dentina bovina em modelo com 50 mil elementos

Todas as curvas apresentaram resultados satisfatórios, com elas tendo o mesmo comportamento crescente de força em relação ao tempo e com todos os pontos calculados dentro do desvio padrão dos dados experimentais. Devido a dentes terem várias particularidades entre si e a um tratamento endodôntico nunca ser igual ao outro, ocorrem desvios padrões muito altos e o fato de a curva numérica estar dentre os desvios indica que a simulação foi satisfatória.

A FIG 4.12 mostra a distribuição de tensões ao longo do dente canino restaurado com um pino intrarradicular de dentina bovina. Vê-se que, diferente da grande maioria dos pinos utilizados para tratamento endodôntico, as tensões não se concentram no pino, sendo que ele é o que menos recebe esforço. Vale destacar que as maiores tensões se encontram na resina por possuir uma rigidez maior e estar em contato direto com o cutelo de aplicação de carga e ao longo do cimento por estar na interface entre raiz e pino, além de possuir propriedades mecânicas diferentes do material natural do dente (BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006).

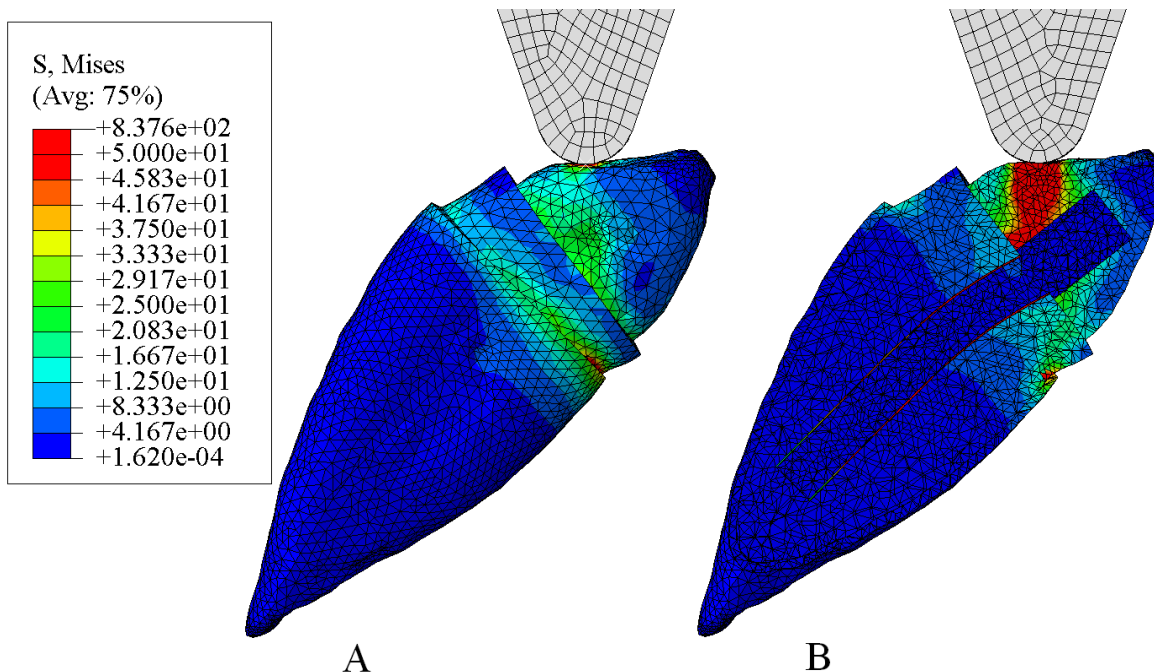


FIGURA 4.12 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina bovina no modelo de 50 mil elementos. A – Visão lateral; B – Corte lateral

Para se ter confiança nas respostas, o teste malha foi feito em seguida até se obter uma diferença nos resultados menor que 5,0 % nas tensões ao longo das linhas L_1 , L_2 e L_3 e nos valores de força de contato, como definido na metodologia. A FIG 4.13 mostra os gráficos de tensão do dente restaurado com pino de dentina bovina ao longo do comprimento das linhas estabelecidas no modelo de 50 mil elementos e 15 mil nós; as áreas em destaque foram as regiões em que foram comparados os valores de tensão para se obter as respostas dos testes de malha.

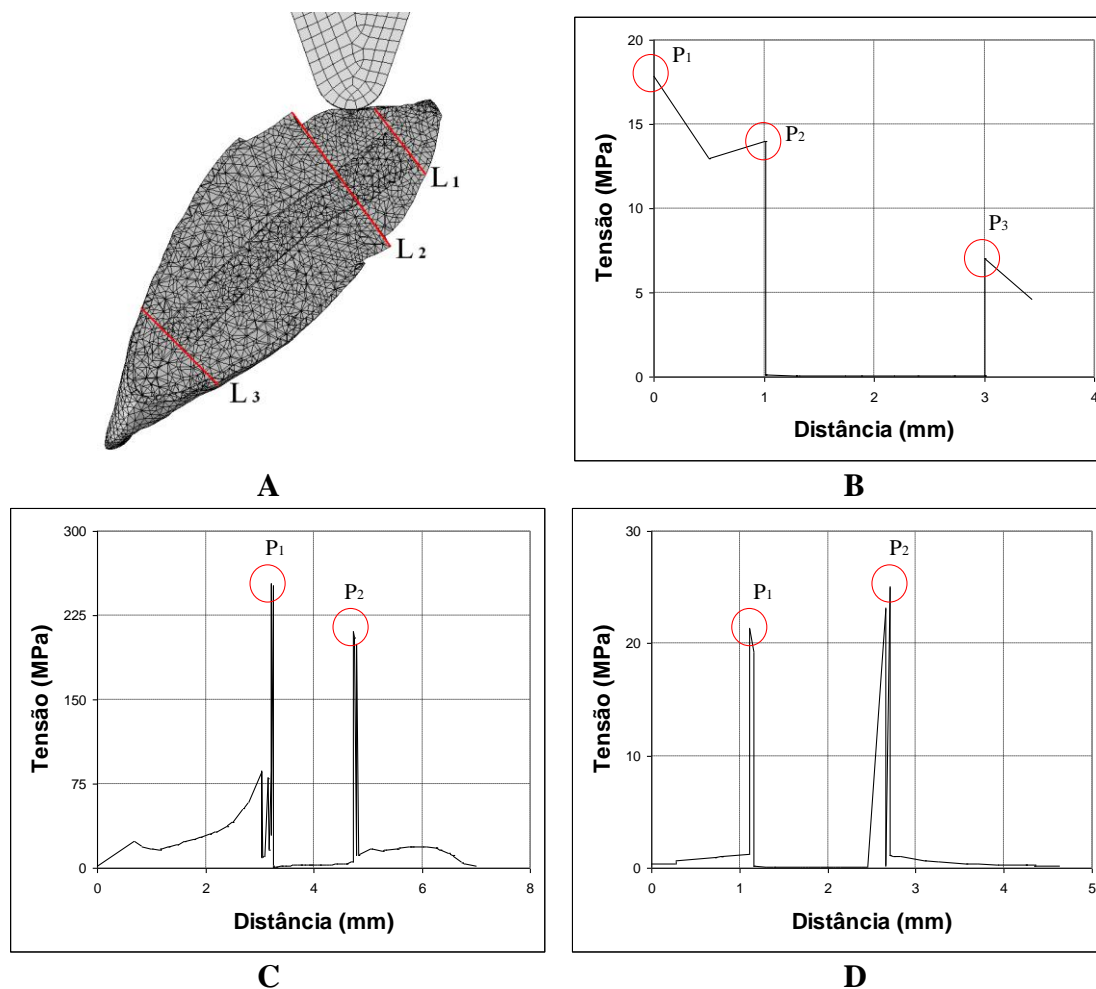


FIGURA 4.13 – Tensões ao longo do dente após o ensaio e detalhes das áreas do teste de malha.

A – Dente com as linhas demarcadas; B – Tensões na linha L₁; C – Tensões na linha L₂; D – Tensões na linha L₃

Para se atingir o critério estabelecido, foi necessário refazer as simulações com cada pino até um modelo com 400 mil elementos e cerca de 100 mil nós, concluindo que uma simulação anterior com 300 mil elementos e cerca de 75 mil nós é o suficiente para dar um resultado convergido. A comparação entre cada simulação mais refinada com a anterior mostra ainda que o refinamento de uma malha não é o suficiente para dar resultados melhores, pois como mostra a FIG 4.14 e 4.15, as comparações entre simulações ainda dão resultados muito discrepantes entre si em determinados pontos, chegando a ocorrer grandes divergências mesmo com o refinamento, sendo necessário então refinar várias vezes até que a convergência seja alcançada. Tendo vários locais para se examinar a convergência, os resultados finais ficam mais fiéis e críveis.

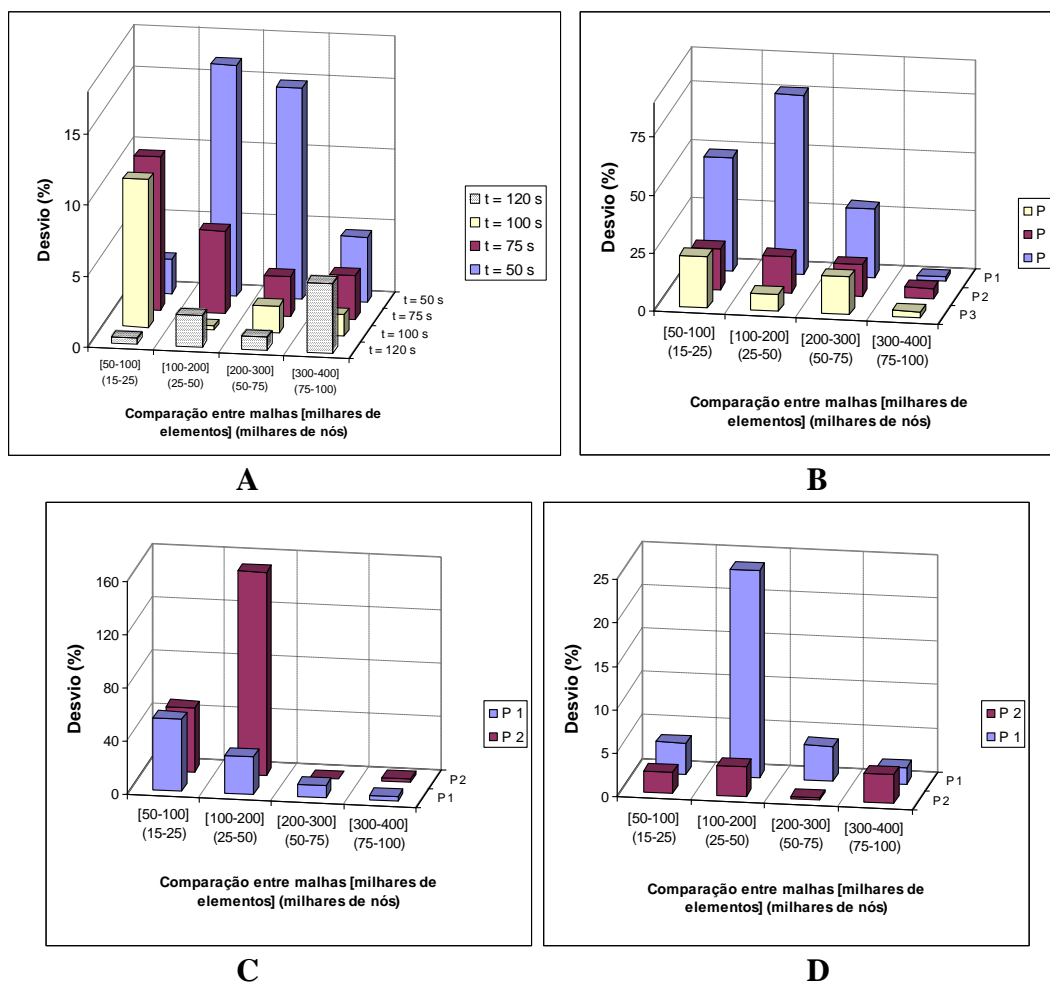


FIGURA 4.14 – Desvio por refinamentos em dente restaurado com dentina humana. A – Teste de malha dos valores de força em diferentes tempos; B – Teste de malha ao longo de L_1 ; C – Teste de malha ao longo de L_2 ; D – Teste de malha ao longo de L_3

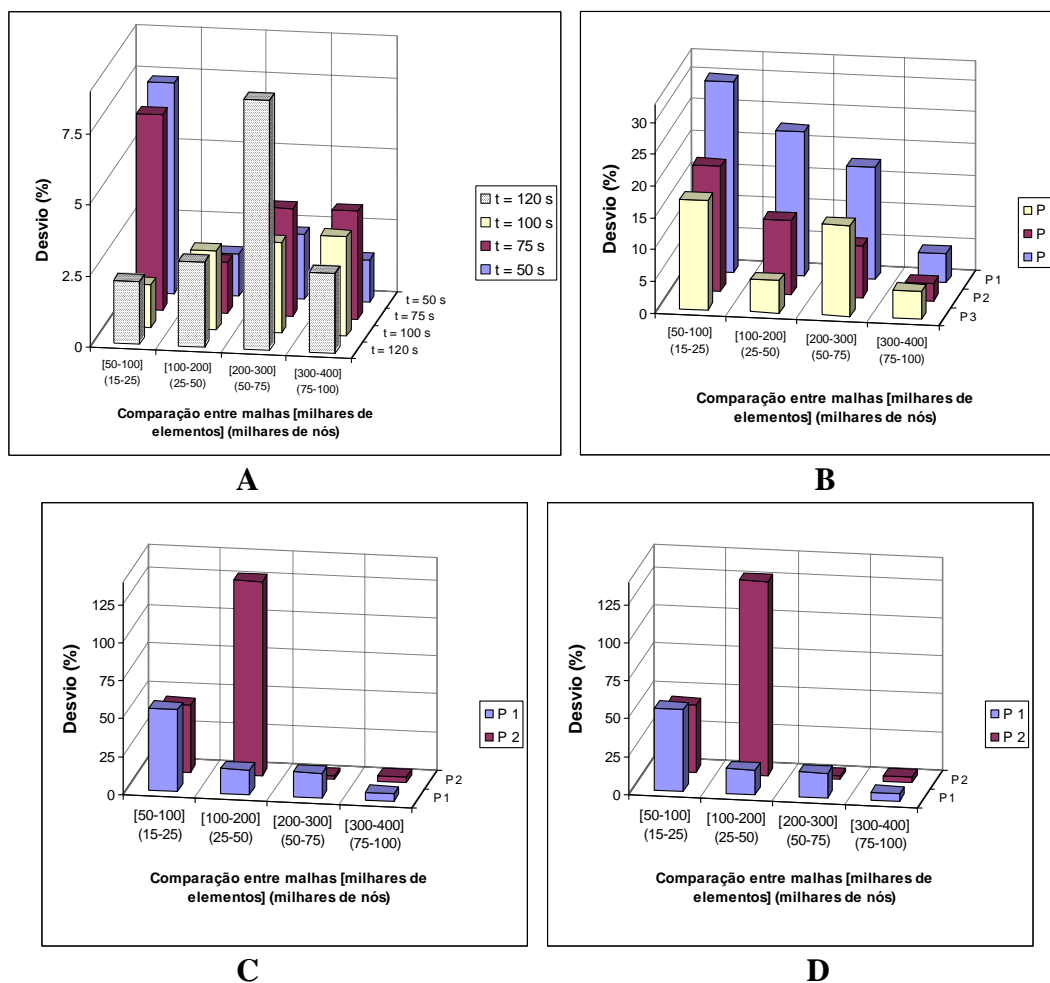


FIGURA 4.15 – Desvio por refinamentos em dente restaurado com dentina humana. A – Teste de malha dos valores de força em diferentes tempos; B – Teste de malha ao longo de L_1 ; C – Teste de malha ao longo de L_2 ; D – Teste de malha ao longo de L_3

Após o teste de malha, pôde-se então obter a resposta definitiva para o trabalho para as tensões ao longo do dente, as tensões nas linhas L_1 , L_2 e L_3 e as forças de contato para a construção das curvas de força-tempo para o ensaio de compressão a 135° , fazendo-se então sua comparação com os resultados obtidos por Tavano (2010).

Com todas as análises e testes de malha, pôde-se enfim construir as curvas de força-tempo do ensaio de compressão a 135° de um dente com tratamento endodôntico com pinos biológicos, que era o objetivo final do trabalho. As FIGS 4.16 e 4.17 mostram as curvas obtidas das simulações

com 300 mil elementos e 75 mil nós juntas com os dados médios experimentais obtidos por Tavano (2010) e seus desvios padrões.

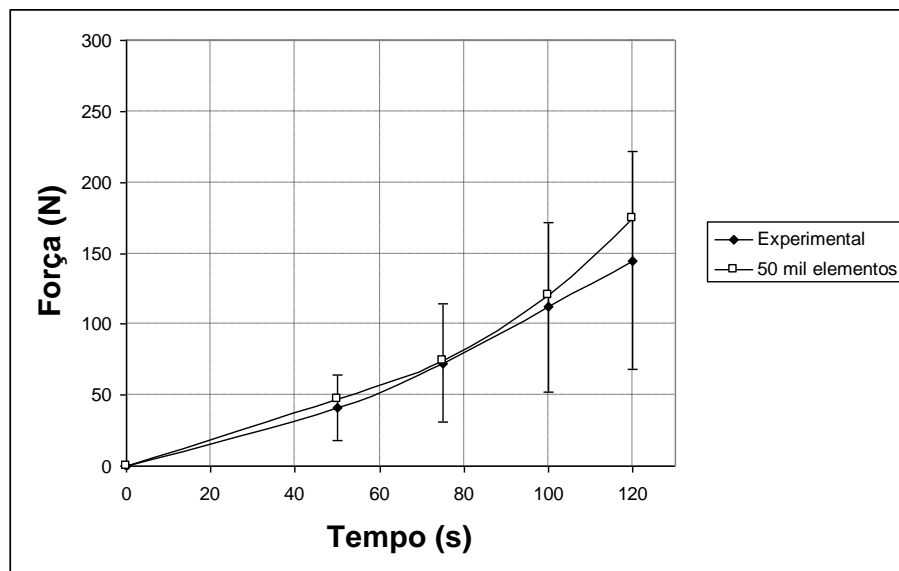


FIGURA 4.16 – Curva de força-tempo do dente tratado com pino de dentina humana

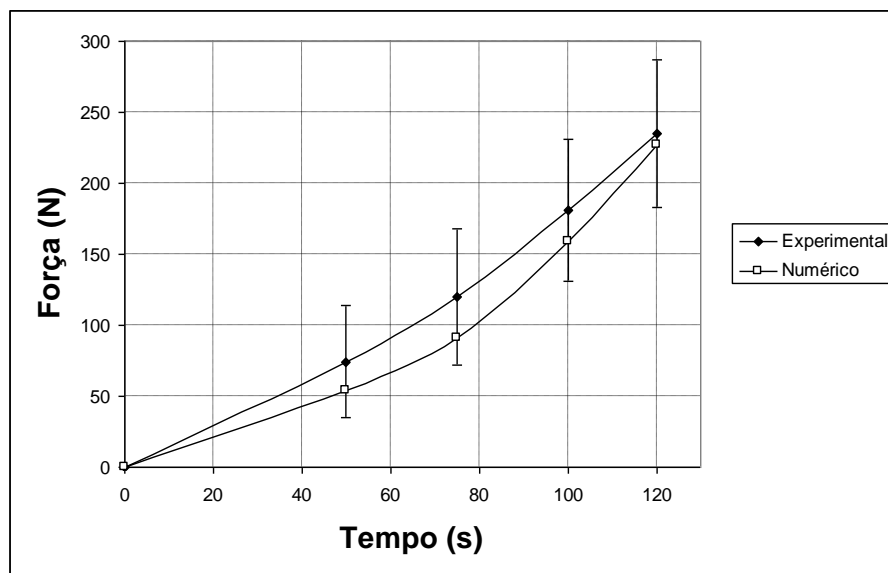


FIGURA 4.17 – Curva de força-tempo do dente tratado com pino de dentina bovina

As curvas apresentaram resultados relevantes aos valores experimentais, com todos os valores dentro do desvio padrão dos testes. No teste com pino de dentina humana, o maior desvio

apareceu no último ponto do ensaio aos 120 segundos, com uma diferença de 16% entre valores experimentais e numéricos. Quanto ao ensaio com pino de dentina bovina, o maior desvio ocorreu aos 75 segundos, com uma diferença de 33% entre valores experimentais e numéricos, ficando mais próximos ao se aproximar do fim da simulação.

Embora a dentina bovina possua propriedades mecânicas semelhantes à dentina humana, os valores do ensaio de compressão a 135° mostram forças maiores que o dente com pino de dentina humana, com valores das simulações chegando a 226,7 N para dentina bovina e 152,3 N para dentina humana no tempo de 120 segundos. A relação entre os dois pinos ficou com valores de força 38% maior para dentina bovina nos ensaios experimentais e 33% maior nos resultados numéricos. Como a única variável que muda nas simulações é o material do pino, esses resultados mostram como a rigidez da dentina bovina é maior que a humana, podendo significar tensões maiores ao longo do dente e, conseqüentemente, maiores possibilidades de fraturas. Isso vai de encontro com o fato de que o pino de dentina bovina não seria o material ideal para um pino por não ter propriedades iguais à dentina humana, porém dentre os que existem comercialmente, o uso da dentina bovina seria o mais apropriado, principalmente pelos resultados experimentais não mostrarem diferenças estatisticamente significantes entre pinos biológicos humanos e bovinos.

Com a validação da simulação, pode-se fazer uma análise mais específica das tensões no interior do dente. Ao se comparar as distribuições de tensões ao longo do dente restaurado (FIGS 4.18 e 4.19), observa-se que, como esperado pelas curvas de força-tempo, tensões maiores podem ser encontradas no modelo com pino de dentina bovina, com os maiores valores se concentrando na resina na área de contato. Outro ponto de tensões elevadas é o cimento resinoso que concentra carga por se apresentar na interface de tecidos e por possuir uma rigidez alta.

Fazendo uma análise de esforços das simulações, vê-se que as tensões de von Mises encontradas mostram que há áreas da resina que já fraturariam por ultrapassar sua Tensão de Resistência de 298,3 MPa, como mostrada na TABELA 3.1, principalmente em locais perto do cutelo, onde a aplicação de carga é concentrada. Vale ressaltar que as legendas das FIGS 4.18 e 4.19 mostram que as áreas em vermelho estão com tensões acima do limite de resistência da dentina humana

conforme encontrado por Tavano (2010). Logo, é possível enxergar que há áreas da raiz acima desse limite de acordo com o critério de Mises, mostrando que ocorreria fraturas na região cervical do modelo.

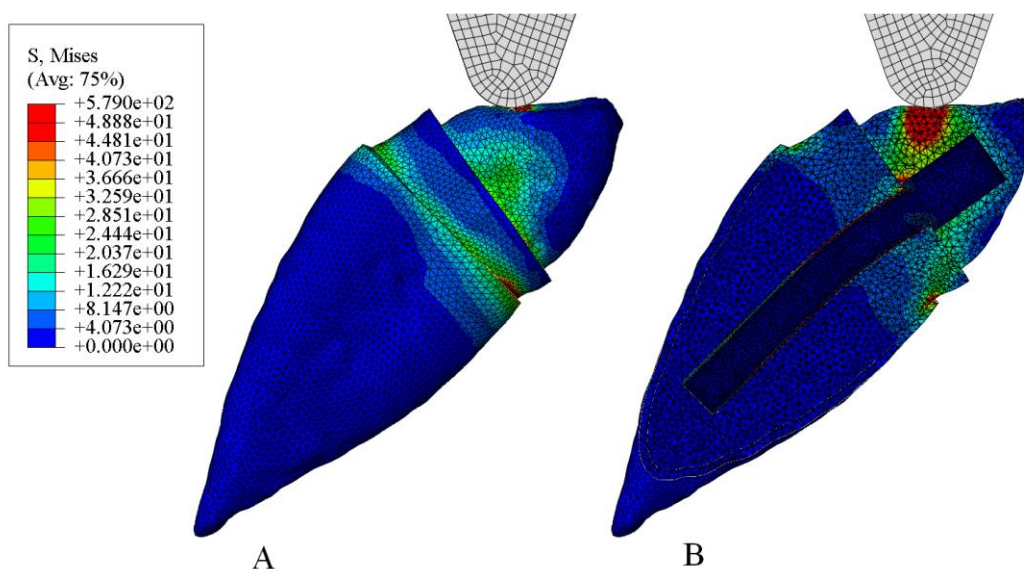


FIGURA 4.18 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina humana no modelo de 300 mil elementos e 75 mil nós. A – Visão lateral; B – Corte lateral

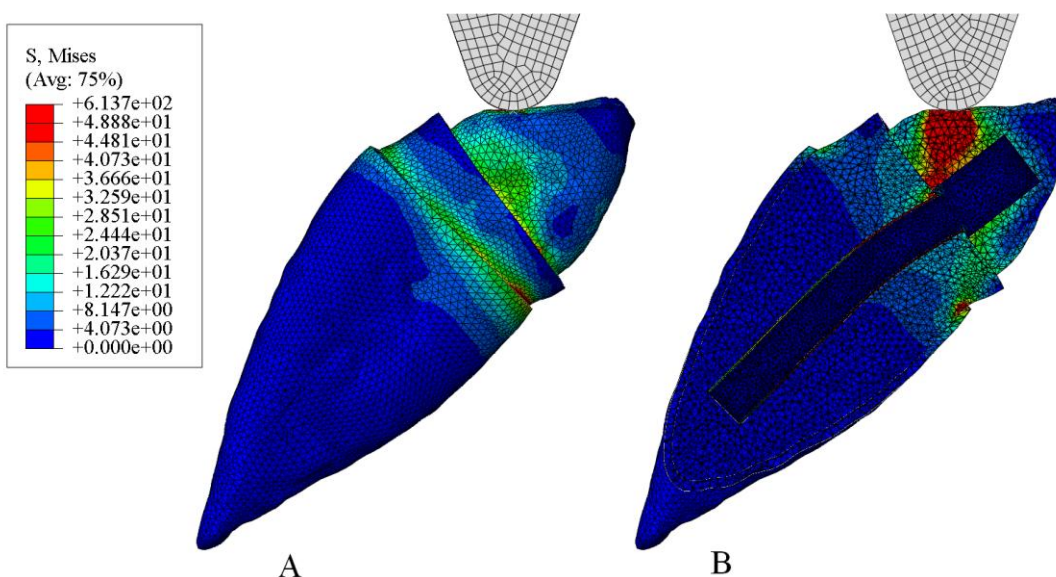


FIGURA 4.19 – Distribuição de tensões no dente restaurado com pino intrarradicular de dentina bovina no modelo de 300 mil elementos e 75 mil nós. A – Visão lateral; B – Corte lateral

A FIG 4.20.A e 4.20.B mostra em destaque as regiões cervicais da raiz onde as tensões se concentraram e passaram do limite de resistência da dentina humana, mostrando locais onde ocorreriam fraturas. A região perto do pino é um local reparável para uma fratura em que um pino de maior diâmetro ou uma camada mais grossa de cimento poderia ser o suficiente para um novo tratamento. A região perto do ligamento periodontal é um local que, dependendo do tipo de fratura, pode ser reparável com um re-tratamento, sendo que o cirurgião dentista será o responsável por fazer o procedimento que achar mais correto. Observa-se também que as tensões no interior de ambos os pinos são baixas e não ultrapassam a tensão de resistência, mostrando que não haveria fraturas nos pinos intrarradiculares de dentina.

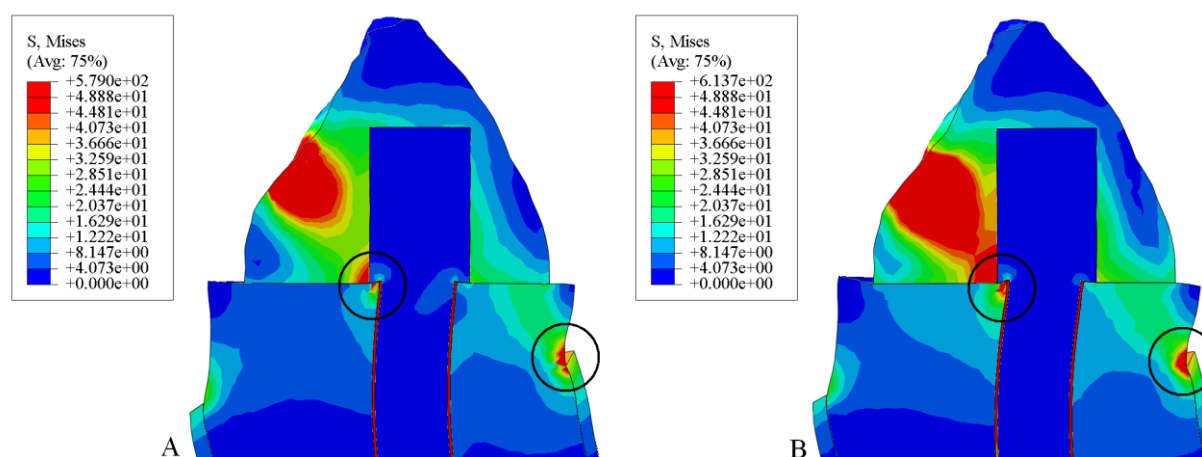


FIGURA 4.20 – Distribuição de tensões na região cervical do dente restaurado. A – Modelo com pino de dentina humana; B – Modelo com pino de dentina bovina

A maior vantagem da ancoragem intrarradicular com pinos biológicos é notada exatamente por concentrar tensões na resina coronoária, indicando que caso haja fraturas, elas se concentrarão nessa região, ou seja, serão fraturas reparáveis em que um novo tratamento com pinos pode ser refeito. Outro ponto positivo é que, quanto a distribuição de tensões na dentina, elas se concentram na região próxima a porção coronoária, indicando que, caso haja fraturas radiculares, o fato de elas serem mais próximas à coroa, também facilita o re-tratamento, diminuindo as chances de se ter que retirar todo o dente e fazer um implante dentário no osso mandibular ou maxilar.

Embora essas tensões se mostrem favoráveis a fraturas em locais de possíveis reparos, testes laboratoriais com pinos biológicos ainda dão resultados mistos, com fraturas ocorrendo em padrões variados, não só na parte coronal, mas também em muitos casos na região radicular (KAIZER, *et al.*; 2009). Isso demonstra que, embora o método dos elementos finitos dê respostas padronizadas e mostre um caminho para melhorias quando diferentes retenções intrarradiculares forem aplicadas, mais ensaios devem ser feitos para se chegar a um padrão mais definido de tensões que explique com mais detalhes os resultados de testes em laboratório. Por outro lado, mais ensaios experimentais devem ser feitos, junto com acompanhamentos a longo prazo de pacientes que se submeteram a tal tratamento, com o objetivo de se obter novos parâmetros a serem testados e simulados.

A análise das tensões nas linhas utilizadas para o teste de malha também ajudou a interpretar os resultados encontrados nos ensaios (FIGS 4.21 e 4.22). Em todos os gráficos, observa-se que as tensões máximas foram cerca de 20% maiores no caso do uso de dentina bovina como pino intrarradicular para tratamento, mostrando que ela não distribui tão bem as tensões como no caso da dentina humana, principalmente por ter origem não-humana e propriedades mecânicas diferentes do tecido original. Interessante notar que em todos eles é possível perceber o local do pino, com valores de tensão subitamente menores. Vê-se nas FIGS 4.21.A e 4.22.A que as tensões atingem valores altos mais próximos ao cutelo (próximo à distância de 0,0 mm) e vão diminuindo ao longo da linha, com um aumento na interface resina-pino, mostrando como a interface de dois materiais é um concentrador de tensões que sempre merece atenção na análise. As FIGS 4.21.B e C e 4.22.B e C já mostram valores de tensões muito inferiores nas paredes da raiz, com picos súbitos de carga nas interfaces com o cimento, mostrando que ele se encarrega de distribuir as cargas do modelo. Porém, de acordo com as simulações, ele já contém áreas que ultrapassam sua tensão de resistência máxima de 100 MPa, como mostrado na TABELA 3.1, ocorrendo fraturas na região cervical.

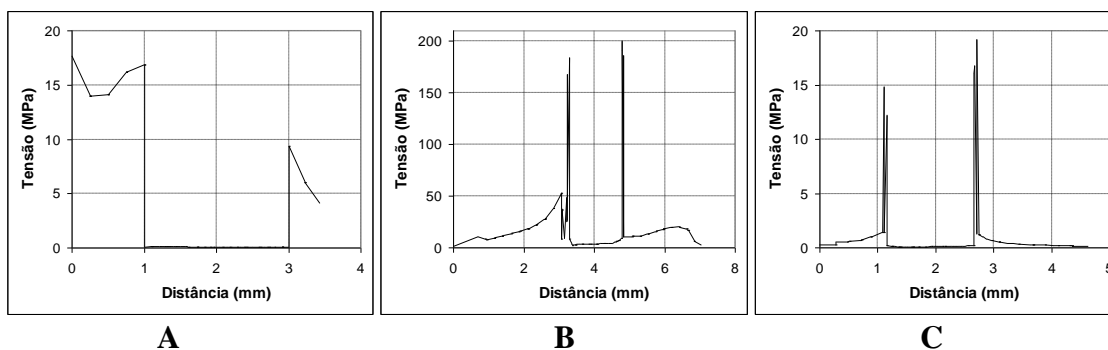


FIGURA 4.21 – Tensões no dente tratado com pino de dentina humana ao longo das linhas do teste de malha. A – Tensões em L₁; B – Tensões em L₂; C – Tensões em de L₃

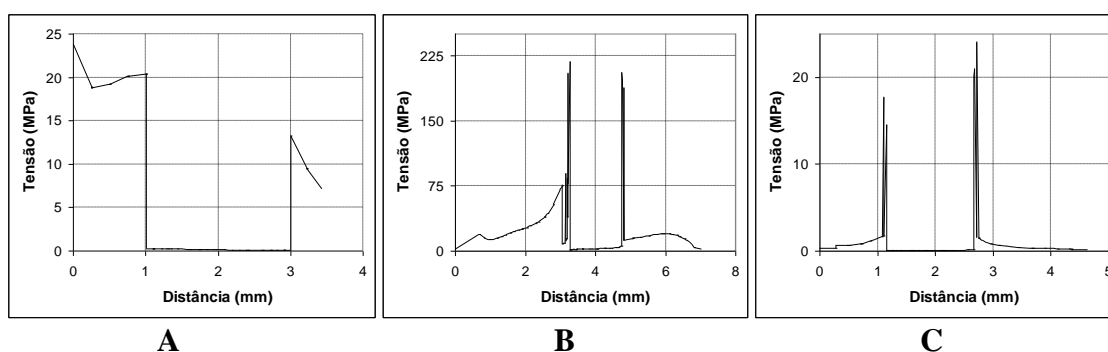


FIGURA 4.22 – Tensões no dente tratado com pino de dentina bovina ao longo das linhas do teste de malha. A – Tensões em L₁; B – Tensões em L₂; C – Tensões em de L₃

Como a região cervical apresentou altas concentrações de tensões, uma linha L_R, semelhante às utilizadas no teste de malha, foi usada pra verificar as tensões no local (FIG 4.23.A). Como esperado, as tensões foram maiores no modelo com pino de dentina bovina, como mostrado em destaque nas FIGS 4.23.B e 4.23.C, chegando a 62,4 MPa e 68,3 MPa para os modelos restaurados com pinos de dentina humana e bovina, respectivamente. Em ambos os casos ficou claro que as tensões passariam da tensão de resistência da dentina na raiz, ocorrendo fraturas naquela região.

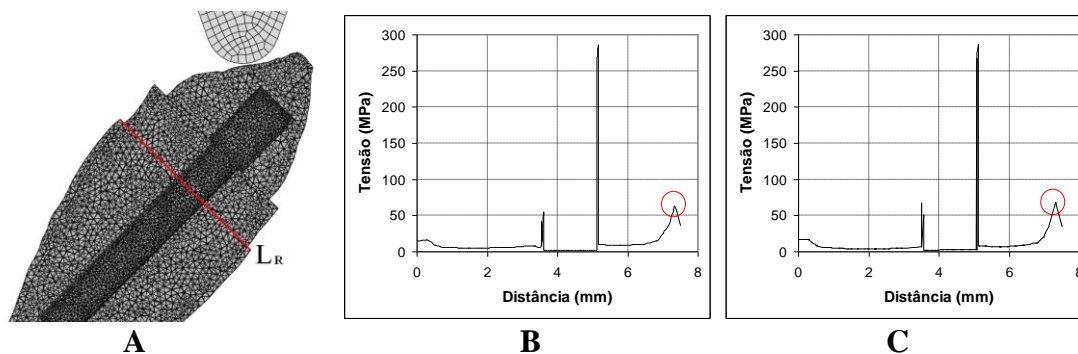


FIGURA 4.23 – Tensões na região cervical do dente. A – Localização da linha L_R ; B – Tensões no dente restaurado com pino de dentina humana; C – Tensões no dente restaurado com pino de dentina bovina

Ao se comparar os resultados numéricos com os experimentais, pode-se concluir que o objetivo de fazer um modelo matemático para o ensaio de compressão a 135° foi atingido. Embora ele não possa comparar resultados de resistência a fratura por se tratar de uma simulação elástica, ele tem a possibilidade de se analisar as tensões internas ao longo de todo o dente tratado, dando uma nova visão a esse ensaio experimental, em que não somente o valor final é útil, mas como ele todo pode ser utilizado em diferentes momentos para se analisar distribuições de tensões, locais em que cargas se concentram e, futuramente, onde podem ser melhorados tratamentos com pinos de diferentes materiais, diâmetros e geometrias.

5. CONCLUSÕES

O trabalho consistiu em recriar os ensaios de tração e ensaios de compressão a 135° em um ambiente tridimensional e simulá-los com o Método dos Elementos Finitos para obter as curvas de tensão-deformação e as curvas de força-tempo. A partir das validações dos cálculos numéricos, o passo seguinte foi a análise da distribuição de tensões geradas para uma melhor compreensão do que ocorre durante os ensaios.

A simulação do ensaio de tração pôde ser recriada perfeitamente levando em conta o comportamento hiperelástico da dentina humana e bovina. Por se tratar de um método matemático, pôde-se obter um comprimento de referência infinitesimal, livre de regiões submetidas a concentrações de tensões criadas pelas garras do ensaio. Ao se comparar com um comprimento de referência maior, viu-se que nas curvas de tensão-deformação há tendências de se divergir da resposta experimental. A simulação computacional mostrou a existência de concentradores de tensão próximo as garras, o que está em concordância com os resultados da literatura.

Em seguida, foi feita a simulação do ensaio de compressão a 135° para se obter as curvas de força-tempo. Tanto para o ensaio de um dente canino tratado com pino intrarradicular de dentina humana como com pino de dentina bovina, ambos obtiveram resultados satisfatórios com os valores obtidos em determinados instantes de tempo dentro do desvio padrão de Tavano (2010). O valor máximo de força para o dente tratado com dentina bovina foi de 226,7 N e para com dentina humana foi de 152,3 N. Enquanto os ensaios de Tavano (2010) mostraram uma relação de 38% de maior resistência com o pino bovino, as simulações mostraram valores de 33%, um número próximo aos ensaios experimentais. Conclui-se então que a validação da simulação foi feita com sucesso.

Com essa validação, foi possível analisar as distribuições de tensões nos dentes, mostrando que para ambas as simulações as tensões se concentram na região da resina composta e em seguida na região cervical, local em que, caso ocorram fraturas, podem ser de níveis não muito alarmantes e reparáveis. Conjuntamente, as tensões se mostraram cerca de 20% maiores no uso do pino de

dentina bovina, mostrando que, embora o material se mostre como um ótimo substituto para a dentina humana, ele não é o material ideal; as diferenças de propriedades mecânicas podem causar tensões maiores e ser responsáveis por fraturas no dente tratado endodonticamente.

Os pinos biológicos se mostram promissores para o uso em tratamento retenções intrarradiculares, com a dentina bovina sendo a principal referência para sua utilização futura, mas ainda assim mais testes devem ser feitos para se alcançar níveis de segurança maiores para o uso em humanos. Para isso, mais estudos com simulações numéricas e ensaios experimentais devem ser feitos, conjuntamente com acompanhamentos de médio e longo prazo de pacientes que receberam o tratamento.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho apresentou uma metodologia para o desenvolvimento de modelos tridimensionais de pinos intrarradiculares biológicos e dentes caninos tratados endodonticamente. Entretanto novos trabalhos podem ainda ser feitos para aprofundar nesse tipo de tratamento para se obter resultados melhores. Abaixo segue algumas sugestões para trabalhos futuros.

- Criar modelos tridimensionais de outros dentes da arcada dentária para estudar as diferentes distribuições de tensões;
- Estudar como dentes caninos com diferentes geometrias podem influenciar nas respostas das simulações;
- Analisar as distribuições de tensão em dentes com perda radicular média e grande com uso de pinos biológicos;
- Modificar as geometrias dos pinos para comparar qual delas gera menores tensões na raiz;
- Modificar os materiais como cimento e resina composta para estudar se há diferentes resultados;
- Analisar as distribuições de tensões em um dente completo com coroa de cerâmica e forças oclusais;
- Criar um modelo do dente fixo no osso mandibular ou maxilar para analisar as tensões na região vizinha ao dente tratado com pino biológico.

7. REFERÊNCIAS

AKKAYAN, B; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 87, p. 431-437, 2002.

ALBUQUERQUE, R. C. *Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares, analisado através do método dos elementos finitos*. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.

ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 565-567, 1994.

ATTAR, N.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Flow, Strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal de l'Association dentaire canadienne*, Ottawa, v. 69, n. 8, p. 516-521, 2003.

ATTAR, N.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 89, n.2, p. 127-134, 2003.

AVERSA, R.; APICELLA, D.; PERILLO, L.; SORRENTINO, R.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; APICELLA, A. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental Materials*, Washington, v. 25, p. 678-690, 2009.

BARATIERI, L. N.; MONTEIRO JÚNIOR, S.; ANDRADA, M. A. C.; VIEIRA, L. C. C.; RITTER, A. V.; CARDOSO, A. C. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*. São Paulo: Santos, 2001.

BARJAU-ESCRIBANO, A.; SANCHO-BRU, J. L.; FORNER-NAVARRO, L.; RODRÍGUEZ-CERVANTES, P. J.; PÉREZ-GONZÁLEZ, A.; SÁNCHEZ-MARÍN, F. T. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Operative Dentistry*, Seattle, v. 31, n. 1, p. 47-54, 2006.

BELLO, F. J. G. *Influência de procedimentos restauradores e endodônticos na distribuição de tensões analisada pelo método dos elementos finitos tridimensional*. Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.

BONFANTE, G.; KAIZER, O. B.; PEGORARO, L. F.; VALLE, A. F. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. *International Dental Journal*, London, v. 57, p. 153-160, 2007.

CAMPOS, M. I. C.; CAMPOS, C. N.; VITRAL, R. W. F. O uso de dentes bovinos como substitutos de dentes humanos em pesquisas odontológicas: uma revisão da literatura. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*, João Pessoa, v. 8, n. 1, p. 127-132, 2008.

CHUANG, S.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J.; CHANG, C. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 104, n. 6, p. 379-388, 2010.

CHUNG, S. M.; YAP, A. U. J.; KOH, W. K.; TSAI, K. T.; LIM, C. T. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials*, Guildford, v. 25, p. 2455-2460, 2004.

CHRISTENSEN, G.J. Post concepts are changing. *Journal of American Dental Association*, Chicago, v. 135, p. 1308-1310, 2004.

CORNACCHIA, T. P. M.; LAS CASAS, E. B.; CIMINI JÚNIOR, C. A.; PEIXOTO, R. G. 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical

loading. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Stevenage, v. 48, n. 11, p. 1107-1113, 2010.

DALLARI, A.; ROVATTI, L. Six Years of in vitro/in vivo experience with composipost. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, Jamesburg, v. 17, n. 20, p. S57-63, 1996.

ESKITAŞCIOĞLU, G.; BELLI, S.; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *Journal of Endodontics*, Baltimore, v. 28, n. 9, p. 629-633, 2002.

HAYASHI, M.; SUGETA, A.; TAKAHASHI, Y.; IMAZATO, S.; EBISU, S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dental Materials*, Washington, v. 24, p. 1178-1186, 2008.

HIBBELER, R. C. *Resistência dos materiais*. 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.

HO, M. H.; LEE, S. Y.; CHEN, H. H.; LEE, M. C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 72, p. 367-372, 1994.

HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 75, n. 2, p. 140-147, 1996.

INOUE, T.; TAKAHASHI, H.; NISHIMURA, F. Anisotropy of tensile strengths of bovine dentin regarding dentinal tubule orientation and location. *Dental Materials Journal*, Tokyo, v. 21, p. 32-43, 2002.

JOSHI, S.; MUKHERJEE, A.; KHEUR, M.; MEHTA, A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*, Amsterdam, v. 37 p. 587-601, 2007.

KAIZER, O. B.; BONFANTE, G.; PEGORARO, L. F.; KAIZER, R. O. F.; REIS, K. R. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, reconstruídos com pinos de fibras de polietileno e com pinos biológicos. *RGO*, Porto Alegre, v. 57, n. 1, p.19-25, 2009.

KINNEY, J. H.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, Boca Raton, v. 14, n. 1, p. 13-29, 2003.

LAMBJERG-HANSEN, H.; ASMUSSEN, E. Mechanical properties of endodontic posts. *Journal of Oral Rehabilitation*, Oxford, v. 24, p. 882-887, 1997.

LANG, H.; KORKMAZ, Y.; SCHNEIDER, K.; RAAB, W. H. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *Journal of Dental Research*, Washington, v. 85, n. 4, p. 364-368, 2006.

LANZA, A.; AVERSA, R.; RENGO, S. APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental Materials*, Washington, v. 21, p. 709-715, 2005.

LI, Q.; YAN, P.; CHEN, Z. Fracture resistance and failure patterns of open apex root teeth with different posts after endodontic treatment. *Journal of Huazhong University of Science and Technology*, Wuhan, v. 31, n. 2, p. 271-276, 2011.

LOGAN, D. L. *A First Course in the Finite Element Method*. 3ª ed. Platteville: Brooks/Cole Thomson Learning, 2002.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIERO, E. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Hamilton, v. 15, p. 25-31, 2003.

MACERI, F.; MARTIGNONI, M.; VAIRO, G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *Journal of Biomechanics*, Elmsford, v. 40, p. 2386-2398, 2007.

MARTINS, P. A. L. S.; NATAL JORGE, R. M.; FERREIRA, A. J. M. A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. *Strain*, Oxford, v.42, p. 135-147, 2006.

MAZARO, J. V. Q.; ASSUNÇÃO, W. G.; ROCHA, E. P.; ZUIM, P. R. J.; GENNARI FILHO, H. Fatores determinantes na seleção de pinos intra-radiculares. *Revista de Odontologia da UNESP*, Marília, v. 35, n. 4, p. 223-231, 2006.

MAZURKIEWICZ, D. Problems of numerical simulation of stress and strain in the area of the adhesive-bonded joint of a conveyor belt. *Archives of Civil and Mechanical Engineering*, Wroclaw, v. 9, n. 2, p. 75-91, 2009.

MEZZOMO, L. A.; CORSO, L.; MARCZAK, R. J.; RIVALDO, E. G. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. *Journal of Prosthodontics*, Philadelphia, v. 20, p. 120-129, 2007.

MISES, R. V. Mechanik der festen körper im plastisch-deformablen zustand. Nachrichten von der königlichen gesellschaft der wissenschaften zu Göttingen, *Mathematisch-Physikalische Klasse*, München, v. 1, p. 582-592, 1913.

MOAVENI, S. *Finite element analysis: theory and aplication with ANSYS*. New Jersey: Prentice Hall, 1999.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of Dental Research*, Washington, v. 62, n. 10, p. 1076-1081, 1983.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; SCHREFLER, B. A.; SECCHI, S. A multi-phase media formulation for biomechanical analysis of periodontal ligament. *Meccanica*, Torino, v. 37, p. 407-418, 2002.

NEWMAN, M. P.; YAMAN, P.; DENNISON, J.; RAFTER, M.; BILLY, E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 360-367, 2003.

OBICI, A. S.; SINHORETI, M. A. C.; CORRER-SOBRINHO, L.; GÓES, M. F.; CONSANI, S. Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *Journal of Applied Oral Science*, Bauru, v. 13, n. 4, p. 393-398, 2005.

PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*, Guildford, v. 23, p. 2667-2682, 2002.

POIATE, I. A. V. P.; VASCONCELLOS, A. B.; MORI, M.; POIATE JÚNIOR, E. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Amsterdam, v. 104, n. 2, p. 292-299, 2011.

PIERRISNARD, L.; BOHIN, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 442-448, 2002.

RAMALHO, A. C. D.; MARIZ, A. L. A.; BEATRICE, L. C. S.; SILVA, C. H. V.; MENEZES FILHO, P. F. Estudo comparativo da resistência radicular à fratura em função do comprimento e da composição do pino. *RFO UPF*, Passo Fundo, v. 13, n. 3, p. 42-46, 2008.

REINHARDT, R. A.; KREJCI, R. F.; PAO, Y. C. STANNARD, J. G. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *Journal of Dental Research*, Washington, v. 62, p. 1002-1008, 1983.

ROCHA, D. N. *Desenvolvimento de modelos biomecânicos tridimensionais para o membro superior: Mão e cotovelo*. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress Analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research*, Washington, v. 62, n. 2, p. 82-86, 1983.

SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research*, Washington, v. 73, n. 6, 1994.

SILVA, N. R.; CASTRO, C. G.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R. E.; SOARES, P. V.; SOARES, C. J. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, Ahmedabad, v. 20, n. 2, p. 153-158, 2009.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; QUEIROZ, E. C.; ARAÚJO, T. C.; CAMPOS, R. E.; ARAÚJO, C. A.; SOARES, C. J. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *Journal of Prosthodontics*, Philadelphia, v. 17, p. 114-119, 2008.

TANG, W.; WU, Y.; SMALES, R. J. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*, Baltimore, v. 36, p. 609-617, 2010.

TAVANO, K. T. A. *Desenvolvimento e caracterização mecânica de pinos de material biológico*. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

TOKSAVUL, S.; ZOR, M.; TOMAN, M.; GÜNGÖR, M. A.; NERGİZ, I.; ARTUNÇ, C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Operative Dentistry*, Seattle, v. 31, n.1, p. 89-96, 2006.

U.S. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. National Institutes of Health *The visible human project*. Disponível em: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html>. Acesso em: 29 de janeiro, 2011.

VASCONCELLOS, W. A. *Estudo da distribuição de tensões em dentina em incisivos superiores induzida pela forma geométrica e material dos pinos intra-radiculares via método dos elementos finitos*. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

WEGEHAUPT, F.; GRIES, D.; WIEGAND, A., ATTIN, T. Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentine in erosion/abrasion tests? *Journal of Oral Rehabilitation*, Oxford, v. 35; p. 390-394, 2008.

ZOGHEIB, L. V.; PEREIRA, J. R.; VALLE, A. L.; OLIVEIRA, J. A.; PEGORARO, L. F. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Brazilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v. 19, n. 4, p. 329-333, 2008.