

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ - SETOR DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MÉTODOS NUMÉRICOS EM
ENGENHARIA - PPGMNE

SARA DE GODOY BUENO

**UM MODELO BIMODULAR NÃO-LINEAR APROXIMADO PARA O
LIGAMENTO PERIODONTAL**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2017

SARA DE GODOY BUENO

**UM MODELO BIMODULAR NÃO-LINEAR APROXIMADO PARA O
LIGAMENTO PERIODONTAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Métodos Numéricos em Engenharia - PPGMNE da Universidade Federal do Paraná - Setor de Tecnologia, como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Métodos Numéricos em Engenharia”, área de concentração em Mecânica Computacional.

Orientador: Prof. DSc. Marco André Argenta

CURITIBA

2017

SARA DE GODOY BUENO
**UM MODELO BIMODULAR NÃO-LINEAR APROXIMADO PARA O LIGA-
MENTO PERIODONTAL/ SARA DE GODOY BUENO. – Curitiba, 2017-**
82 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof DSc Marco André Argenta

Dissertação – Universidade Federal do Paraná , 2017.

1. Movimento ortodôntico.
 2. Ligamento periodontal.
 3. Ensaio Experimental.
 4. Modelo Computacional.
 5. Método dos Elementos Finitos.
- I. Prof DSc Marco André Argenta.
 - II. Universidade Federal do Paraná .
 - III. PPGMNE.

CDU



TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em MÉTODOS NUMÉRICOS EM ENGENHARIA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da dissertação de Mestrado de **SARA DE GODOY BUENO** intitulada: **Um Modelo Bimodular Não-Linear Aproximado Para o Ligamento Periodontal**, após terem inquirido a aluna e realizado a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO.

Curitiba, 07 de Fevereiro de 2017.



MARCO ANDRÉ ARGENTA

Presidente da Banca Examinadora (UFPR)



ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

Avaliador Externo (UTFPR)



LUIZ ANTONIO FARANI DE SOUZA

Avaliador Externo (UTFPR)

AGRADECIMENTOS

- Ao professor e meu orientador, Marco André Argenta, pelos ensinamentos, dedicação, confiança e direcionamento fornecidos durante todo o desenvolvimento deste trabalho.
- À Ana Paula Gebert de Oliveira Franco, que, graças ao seu conhecimento, propiciou as ferramentas e métodos para a realização dos ensaios experimentais.
- Ao meu esposo João Paulo Viviurka que, com sua experiência profissional, me auxiliou em algumas atividades necessárias para a realização deste trabalho, além de me apoiar e me incentivar ao longo desta jornada.
- À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo incentivo financeiro.
- À Deus, que me guiou e me deu forças para nunca desistir frente aos momentos de dificuldades.

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver no mundo.”

Albert Einstein

RESUMO

A presente dissertação propõe um modelo computacional tridimensional para a análise do comportamento do ligamento periodontal (LPD) de um dente pré-molar suíno submetido a carregamento vertical de compressão. Para a validação do modelo, são realizados ensaios experimentais em duas amostras de dentes suínos *ex vivo* aplicando-se carregamento compatível com a força mastigatória de humanos. Dados de força e deslocamento obtidos experimentalmente são computados e armazenados, possibilitando a geração das respectivas curvas do comportamento mecânico do LPD. A simulação computacional é realizada com o auxílio do *software* de análise estrutural *Abaqus*®, o qual utiliza o Método dos Elementos Finitos (MEF) para a análise, sendo que as geometrias tridimensionais da dentina e do esmalte utilizadas na análise são obtidas por meio da reconstrução de sólidos a partir de imagens de tomografia do pré-molar suíno, pré-ensaio experimental, particionado em dentina e esmalte. A polpa não é modelada por se tratar de uma região de pequena rigidez e sem influência biomecânica direta na movimentação ortodôntica. Com o intuito de otimizar o modelo para reduzir o tempo de análise, são adotados elementos finitos de casca considerando regime elástico linear de trabalho para a dentina e o esmalte. O LPD, por sua vez, é composto por elementos finitos de barra, os quais simulam as fibras principais presentes no tecido. Por hipótese, considera-se o LPD trabalhando em regime elástico não-linear com comportamento bimodular, sendo esses comportamentos viscoelástico à compressão e hiperelástico à tração. Além de otimizar o tempo de análise devido à sua formulação simples, a utilização de elementos finitos de barra para o LPD apresenta a vantagem de facilitar a implementação da bimodularidade material. As barras são geradas automaticamente realizando a interface *Python* e *Abaqus*® por meio de um *script* desenvolvido. As condições de contorno aplicadas nas amostras ensaiadas são aplicadas de forma idêntica ao modelo computacional e, após a análise, os resultados de deslocamentos, tensões e deformações do LPD são obtidos. A comparação entre os resultados de deslocamentos encontrados numericamente e experimentalmente é então realizada. Os resultados comparativos mostram desvios médios absolutos de 8% para o primeiro modelo e de 9% para o segundo modelo. De frente a esses valores, demonstra-se uma variação aceitável entre os modelos computacionais e os ensaios experimentais. Dessa forma, o modelo desenvolvido neste trabalho visa contribuir para o estudo do comportamento do LPD disponibilizando aos profissionais da área ortodôntica uma proposta de modelo computacional cujas características comportamentais do LPD se correlacionam de forma satisfatória com o comportamento verificado experimentalmente.

Palavras-chave: Movimento Ortodôntico. Ligamento Periodontal. Ensaio Experimental. Modelo Computacional. Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

This work proposes a three-dimensional computer model for analyzing the swine premolar tooth periodontal ligament (PDL) behavior under vertical compressive loads. To validate the model, it is performed experimental test on two *ex vivo* swine teeth samples applying loads that are compatible with mastication human forces. Force and displacement datas obtained experimentally are computed and stored, making possible the generation of the PDL mechanical behavior curves. The computer simulation is performed using the *software* for structural analysis *Abaqus*®, which uses the Finite Element Method (FEM) for calculation. The dentin and enamel three-dimensional geometries used in the analysis are obtained through the solids reconstruction from tomography images of the pre-molar swine, experimental pre-test, partitioned in dentin and enamel. In order to optimize the model to reduce the analysis time, it is adopted shell finite elements considering linear elastic system for dentin and enamel. The PDL is composed of trusses finite elements, which simulates the principal fibers in the tissue. Hypothetically, it is considered the PDL working on non-linear elastic system with bimodular behavior, being these behaviors viscoelastic under compressive and hyperelastic under tensile forces. In addition to optimizing the analysis time due to its formulation, using trusses finite elements for the PDL has the advantage of facilitate the material bimodular implementation. Trusses elements are generated automatically using *Python* and *Abaqus*® interface through a *script* developed. The boundary conditions applied to the test samples are applied identically to the computer model and, after analysis, the displacements, stresses and deformations results of the PDL are obtained. A comparison between numerically and experimentally displacements results is then done. The comparative results show absolute deviation of 8% for the first model and 9% for the second model. In front of these values, it is verified an acceptable variation between the computer modeling and experimental tests. Thus, the model developed in this work contribute to the studies of the PDL behavior providing to the professionals of the orthodontic area a proposed computational model whose behavioral characteristics of PDL correlate satisfactorily with the behavior observed experimentally.

Keywords: Orthodontic Movement. Periodontal Ligament. Experimental Test. Computational Model. Finite Element Method.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 12	– ANATOMIA DO PERIODONTO.	19
FIGURA 13	– IDENTIFICAÇÃO DAS FACES E ARESTAS EM DENTES.	20
FIGURA 14	– NOMENCLATURA DAS REGIÕES DO DENTE.	21
FIGURA 15	– CEMENTO ACELULAR DE FIBRAS EXTRÍNSECAS.	22
FIGURA 16	– CEMENTO CELULAR DE FIBRAS MISTAS.	23
FIGURA 17	– CEMENTO CELULAR DE FIBRAS INTRÍNSECAS.	23
FIGURA 18	– CORTE HISTOLÓGICO DO LPD.	24
FIGURA 19	– CÉLULAS QUE COMPÕEM O LPD.	25
FIGURA 20	– FIBROBLASTOS.	26
FIGURA 21	– RESTOS EPITELIAIS DE MALASSEZ.	27
FIGURA 22	– CLASSIFICAÇÃO DAS FIBRAS DE ACORDO COM A REGIÃO.	28
FIGURA 23	– CORTE DO LPD ENFATIZANDO AS FIBRAS PRINCIPAIS.	28
FIGURA 24	– CORTE DO LPD ENFATIZANDO AS FIBRAS DE SHARPEY.	29
FIGURA 25	– TECIDO ÓSSEO ALVEOLAR E BASAL.	30
FIGURA 26	– TECIDO ÓSSEO ENFATIZANDO OS OSTEOCLASTOS.	31
FIGURA 27	– TECIDO ÓSSEO ENFATIZANDO O OSSO BASAL.	32
FIGURA 28	– BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DENTÁRIO.	32
FIGURA 29	– CURVA TÍPICA DO COMPORTAMENTO HIPERELÁSTICO.	42
FIGURA 30	– CURVA DE RELAXAMENTO	45
FIGURA 31	– CURVA DE FLUÊNCIA.	46
FIGURA 33	– MANDÍBULA COM BASE PLANA.	49
FIGURA 34	– (a) DIREÇÃO MESIAL; (b) DIREÇÃO OCLUSAL; (c) DIREÇÃO VES- TIBULAR.	50
FIGURA 35	– ESQUEMA DE MONTAGEM PARA O ENSAIO DE COMPRESSÃO.	51
FIGURA 36	– RELAÇÕES FORÇA X DESLOCAMENTO EXPERIMENTAIS.	52
FIGURA 38	– GEOMETRIA TRIDIMENSIONAL RECONSTRUÍDA.	53
FIGURA 39	– MALHA DE ELEMENTOS FINITOS.	57
FIGURA 40	– (a) DESLOCAMENTO IMPOSTO AO MODELO NO ENSAIO 1; (b) DES- LOCAMENTO IMPOSTO AO MODELO NO ENSAIO 2.	59
FIGURA 41	– (a) DESLOCAMENTOS DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) DES- LOCAMENTOS DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.	60
FIGURA 42	– (a) TENSÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) TENSÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.	61
FIGURA 43	– (a) DEFORMAÇÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) DEFORMAÇÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.	62
FIGURA 44	– CURVA DE RELAXAMENTO.	63
FIGURA 45	– CURVA DE FLUÊNCIA.	63
FIGURA 46	– CURVA DO COMPORTAMENTO HIPERELÁSTICO.	64
FIGURA 48	– MODELO COMPUTACIONAL X ENSAIO EXPERIMENTAL 1.	65
FIGURA 49	– MODELO COMPUTACIONAL X ENSAIO EXPERIMENTAL 2.	66

LISTA DE TABELAS

TABELA 13 – VELOCIDADE E INTENSIDADE DAS CARGAS APLICADAS NAS AMOSTRAS.	51
TABELA 15 – PROPRIEDADES ELÁSTICAS DOS MATERIAIS.	54
TABELA 16 – CONSTANTES PARA HIPERELASTICIDADE DO MODELO OGDEN. ...	55
TABELA 17 – CONSTANTES PRONY.	55
TABELA 19 – COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS EXPERIMENTAIS E COMPUTACIONAIS	
1.	66
TABELA 20 – COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS EXPERIMENTAIS E COMPUTACIONAIS	
2.	67

LISTA DE SIGLAS

- **CGRP** - calcitonina peptídea relacionado ao gene;
- **ed.** - Editor;
- **MEF** - Método dos Elementos Finitos;
- **n.** - Número do artigo;
- **p.** - Páginas inicial e final do artigo;
- **LPD** - Ligamento Periodontal;
- **PPGMNE** - Programa de Pós-Graduação em Métodos Numéricos em Engenharia;
- **v.** - Volume do artigo.

LISTA DE SÍMBOLOS

- α_i - Parâmetro do material em função da temperatura;
- ε - Deformação;
- ε_0 - Nível de deformação;
- ε_t - Deformação em função do tempo;
- ε_x - Deformação axial;
- ϕ - Deformação volumétrica;
- λ_i - Alongamento principal deviatório;
- μ_0 - Módulo de cisalhamento inicial;
- μ_i - Parâmetro do material em função da temperatura;
- σ - Tensão;
- σ^0 - Tensão constante;
- σ^t - Tensão em função do tempo;
- τ - tempo reduzido;
- θ_x - Rotação nodal em torno do eixo x ;
- θ_y - Rotação nodal em torno do eixo y ;
- A - Área da seção transversal;
- $[B]$ - Matriz das derivadas das funções interpoladoras;
- D_i - Parâmetro de compressibilidade do material;
- e - Espessura;
- E - Módulo de elasticidade;

- $[E]$ - Tensor constitutivo;
- E_r - Módulo de relaxamento;
- E_c - Módulo de fluência;
- f - Força nodal;
- $\{F\}$ - Vetor resultante de carregamentos;
- G - Módulo de cisalhamento;
- J_{el} - Deformação elástica volumétrica;
- K_0 - Módulo de compressibilidade inicial;
- K - Módulo de compressibilidade;
- $[k]$ - Matriz de rigidez elementar;
- $[K]$ - Matriz de rigidez global;
- L - Comprimento;
- m - Momento nodal;
- M_x - Resultante de tensão normal;
- M_y - Resultante de tensão transversal;
- M_{xy} - Resultante de tensão cisalhante;
- N_x - Resultante de esforço normal em x ;
- N_y - Resultante de esforço normal em y ;
- N_{xy} - Resultante de esforço cisalhante;
- $[N]$ - Matriz de funções interpoladoras ou de forma;
- t - tempo;
- u - Deslocamento nodal na direção x ;
- $[U]$ - Vetor de deslocamentos globais;
- v - Deslocamento nodal na direção y ;

- V - Volume;
- w - Deslocamento nodal na direção z ;
- W - Função energia de deformação.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	15
1.1.1	Objetivo Geral	15
1.1.2	Objetivos Específicos	15
1.2	RELEVÂNCIA DO TRABALHO	15
1.3	ESTRUTURA DO TRABALHO	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.2	ASPECTOS BIOLÓGICOS DO PERIODONTO	19
2.2.1	Anatomia	19
2.2.2	Histologia	20
2.2.2.1	Cemento	21
2.2.2.2	Ligamento Periodontal (LPD)	22
2.2.2.3	Tecido Ósseo	26
2.2.3	Movimento Ortodôntico	29
2.3	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)	33
2.3.1	ELEMENTO FINITO DE BARRA	35
2.3.2	ELEMENTO FINITO DE CASCA	36
2.3.2.1	Relação Constitutiva do Material	39
2.3.2.2	Elasticidade Linear	41
2.3.2.3	Hiperelasticidade	42
2.3.2.4	Viscoelasticidade	43
3	ENSAIOS EXPERIMENTAIS	48
3.1	OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS	48
3.2	TRATAMENTO DAS AMOSTRAS	48
3.3	IMAGENS DE TOMOGRAFIA	49
3.4	TESTE DE CARGA	50
4	MODELO COMPUTACIONAL	53
4.1	RECONSTRUÇÃO DE SÓLIDOS	53
4.2	DEFINIÇÃO DAS LEIS CONSTITUTIVAS	54
4.3	IMPLEMENTAÇÕES COMPUTACIONAIS	55
4.4	RESULTADOS	58
5	ANÁLISE DOS RESULTADOS	65
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÃO	68
7	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	71
	REFERÊNCIAS	72
	Apêndice A – DADOS DA CURVA HIPERELÁSTICA FORNECIDOS AO ABAQUS	77
	Apêndice B – SCRIPT PARA GERAÇÃO DOS ELEMENTOS DE BARRA DO LPD	78

1 INTRODUÇÃO

A ortodontia é a mais antiga das especialidades da odontologia. Existem registros de que aparelhos ortodônticos primitivos começaram a ser utilizados em meados de 1.000 anos a.C. (VILELLA, 2007). Mais do que um problema estético, a má disposição dos dentes pode causar problemas de saúde, como, por exemplo, dificuldade de mastigação, favorecimento da respiração pela boca e alteração na dicção. A especialidade ortodôntica se baseia fundamentalmente no fato de que o dente pode movimentar-se quando submetido à ação de uma força mecânica e tem o objetivo de prevenir e corrigir a má oclusão, assim como suas consequentes implicações faciais (MORAES, 2012).

Na prática, no entanto, o movimento ortodôntico ocorre no ligamento periodontal (LPD) e no osso alveolar. Esse movimento é determinado pela capacidade desses tecidos reagirem a estímulos mecânicos externos. Quando a força aplicada no dente é mantida por um período curto de tempo, ocorre a denominada mobilidade inicial, havendo somente a resposta do LPD. Porém, se a força é mantida por um período longo de tempo, há também a resposta do osso alveolar, o qual sofre um processo de remodelamento que deve ser considerado (KAWARIZADEH et al., 2003). Reações tissulares do periodonto (conjunto formado pelo dente, LPD e osso alveolar) indicam trocas histológicas ocorridas, que correspondem ao espaço percorrido pelo dente movimentado. A resposta biomecânica é devido à combinação das propriedades constitutivas de componentes orgânicos, inorgânicos e fluidos presentes no periodonto (WANG et al., 2013).

O estudo do comportamento do tecido que compõe o LPD é importante para a compreensão do movimento ortodôntico inicial, pois é a estrutura que predominantemente caracteriza o movimento dentário devido à sua elevada elasticidade e deformabilidade quando comparado com as propriedades do dente e do osso alveolar (POPPE et al., 2001).

Por isso, o conhecimento do comportamento do LPD frente a uma movimentação dentária faz-se necessário para os ortodontistas e periodontistas, pois, assim, podem propiciar um tratamento dentário mais eficaz, rápido, indolor, minimizar os danos causados no dente e tecidos vizinhos, assim como reduzir custos e efeitos colaterais que esses podem causar. Um melhor tratamento pode fornecer, portanto, resultados mais satisfatórios e vantajosos tanto para

os pacientes quanto para os profissionais responsáveis por ele.

O uso de protótipos para simular uma experiência real é válida para possibilitar o estudo de um comportamento, pois permite a realização de ajustes e correções durante a fase de testes sem que haja desperdícios relevantes de custo e tempo. Contudo, podendo complementar ou substituir um estudo baseado na prototipagem, as simulações computacionais são capazes de reproduzir um comportamento físico sem a necessidade da fabricação de peças e utilização de amostras para experimentos. Dessa forma, o uso das ferramentas computacionais adequadas possibilita uma redução ainda maior de custo e tempo, que são atribuídos basicamente aos recursos e ao usuário capacitado necessários para a execução da análise, respectivamente.

Além disso, um outro aspecto relevante a ser salientado é que, futuramente, para o estudo de materiais biológicos, as simulações computacionais possibilitarão a vantagem de não requerer a obtenção de amostras *in vivo* ou *ex vivo* de animais ou seres humanos. Os comitês de ética em pesquisas têm tornado mais rígida a legislação no que se refere à utilização de órgãos biológicos.

Embora existam muitos estudos a respeito do movimento ortodôntico na literatura atual, ainda existem discrepâncias entre modelos numéricos desenvolvidos e parâmetros determinados para o LPD, persistindo, assim, a necessidade de se estudar também essas divergências (FILL et al., 2012).

Diante desses fatos, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um modelo computacional tridimensional para a análise via MEF do comportamento do movimento de um dente pré-molar suíno *ex vivo*, tendo como abjetivo principal avaliar a resposta do LPD durante a aplicação de carregamento específico. Tal modelo considera a não-linearidade bimodular do material, isto é, características hiperelásticas são adotadas ao LPD sob tração e características viscoelásticas ao LPD sob compressão.

O estudo prevê um modelo otimizado com o intuito de reduzir o tempo de análise sem que os resultados sejam afetados. Para isso, a geometria sólida tridimensional do dente foi simplificada adotando-se elementos de casca para os materiais que compõem o dente (esmalte e dentina) e elementos de barra para o LPD, simulando as fibras principais do tecido. A polpa, tecido interno à dentina, não é modelada, pois não influencia no comportamento do LPD para os carregamentos adotados. O osso alveolar, por não ser o objeto de análise deste trabalho, é substituído pela condição de contorno de engaste, atuando, portanto, como um material perfeitamente rígido na análise.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver e validar um modelo computacional tridimensional considerando o comportamento bimodular não-linear do LPD, analisando resultados numéricos de deslocamentos e comparando-os com àqueles obtidos nos ensaios experimentais.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obter amostras de mandíbulas suínas *ex vivas*;
- Realizar imagens de tomografia computadorizada dos dentes suínos a serem ensaiados;
- Reconstruir, a partir das imagens de tomografia, a geometria tridimensional do dente pré-molar suíno utilizando o *software Amira*®;
- Realizar ensaios experimentais aplicando-se forças verticais de compressão nos dentes;
- Otimizar o modelo computacional a ser desenvolvido com o intuito de reduzir o tempo de análise estrutural a ser realizado pelo *software Abaqus*®;
- Desenvolver uma rotina de programação em *Python* para a interface com o *Abaqus*®, a fim de automatizar a criação de elementos de barra do modelo computacional; e
- Implementar o comportamento bimodular não-linear de hiperelasticidade e viscoelasticidade associados aos elementos de barra sob tração e compressão, respectivamente.

1.2 RELEVÂNCIA DO TRABALHO

Com o propósito de compatibilizar resultados numéricos que definem o comportamento do LPD com os dados experimentais, um novo modelo computacional tridimensional é desenvolvido, com geometria obtida através da reconstrução de sólidos usando a tomografia de um dente utilizado no ensaio experimental, para análise via MEF.

A relevância deste trabalho está na utilização de um modelo constitutivo para simular o comportamento do ligamento periodontal diferenciado à tração e à compressão quando submetido a carregamentos, sendo esses regimes hiperelástico e viscoelástico, respectivamente.

Este trabalho também se diferencia por criar automaticamente, por meio da interface *Abaqus*® e *Python*, elementos finitos de barra para simular o tecido do LPD na geometria tridimensional reconstruída, além de utilizar elementos de casca para a dentina e o esmalte, o que favorece na diminuição do número de equações do problema, tornando a análise numérica realizada pelo *software* mais objetiva.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Esta dissertação está organizada em sete capítulos. No capítulo 1 é apresentado o tema estudado, os objetivos e a relevância deste trabalho.

Posteriormente a este capítulo introdutório, este trabalho está escrito de acordo com os seguintes procedimentos metodológicos:

- no Capítulo 2, é realizada uma revisão de literatura abordando a teoria biomecânica dos tecidos que compõe o conjunto ortodôntico, assim como apresenta conceitos gerais da formulação do elemento finito utilizado para análise não-linear do LPD;
- no Capítulo 3, é descrito o método utilizado nos ensaios experimentais;
- o Capítulo 4 apresenta o modelo computacional desenvolvido a partir da reconstrução de sólidos por meio de imagens de tomografia, além de apresentar resultados de deslocamentos, tensões e deformações do LPD obtidos pelas simulações computacionais realizadas;
- no Capítulo 5, os comportamentos do movimento ortodôntico verificado experimentalmente e computacionalmente são comparados e avaliados;
- o Capítulo 6 avalia e discute os resultados obtidos experimentalmente e computacionalmente, e apresenta algumas considerações finais juntamente com a conclusão do trabalho;
- e
- por fim, o capítulo 7 apresenta sugestões para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo faz uma revisão dos principais trabalhos publicados referentes ao tema desta dissertação. Além disso, apresenta a fundamentação teórica mínima necessária para o bom entendimento deste trabalho, cujos assuntos abordados são os aspectos biológicos e princípios biomecânicos do periodonto. Também é introduzido o Método dos Elementos Finitos e conceitos de não-linearidade, os quais são utilizados para a análise numérica realizada.

2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Muitos estudos referentes ao movimento ortodôntico foram feitos nos últimos anos, fato este que comprova o interesse dos profissionais da área ortodôntica em obter conhecimento para aperfeiçoar os tratamentos oferecidos a seus pacientes.

Diferentes métodos para a execução de ensaios experimentais foram desenvolvidos com o intuito de se obter resultados de deslocamentos relacionados à força aplicada (CHIBA et al., 1990). Essa relação é comumente utilizada para determinar as propriedades elásticas do material (YOSHIDA et al., 2001).

No entanto, devido à geometria complexa do LPD, pode-se dizer que nenhum método mecânico é ideal para a determinação das propriedades dos materiais, pois dependem de diversos fatores, tais como condições de carregamento, região em análise e idade do tecido a ser analisado (MANDEL et al., 1986). Diante desses fatores, ensaios experimentais foram realizados considerando situações variadas de carregamento ou da amostra.

Tanne et al. (1993) realizaram ensaios experimentais em adolescentes humanos aplicando forças distais, Pilon et al. (1996) utilizaram cães adultos fêmeas da raça *beagle* para caracterizar o movimento ortodôntico, Tanne et al. (1998) efetuaram ensaios para quantificar a magnitude das forças em adolescentes e adultos, Iwasaki et al. (2000) analisaram o movimento ortodôntico em humanos com o dente submetido à baixas tensões, Dorow et al. (2001) realizaram ensaios uniaxiais em dentes suínos para caracterizar o comportamento viscoelástico, Kohno et al. (2002) realizaram ensaios experimentais em molares de ratos aplicando forças leves para avaliar o movimento ortodôntico e também as mudanças no periodonto.

Diferentes modelos computacionais também foram desenvolvidos e comparados com ensaios experimentais com o intuito de melhor compreender o movimento ortodôntico. O método mais utilizado para a análise numérica é o MEF, sendo seu potencial validado como uma ferramenta clínica para a análise do movimento ortodôntico (AMMAR et al., 2010).

O regime linear de trabalho foi considerado em um modelo bidimensional por Rees e Jacobsen (1997) e em modelos tridimensionais por Tanne et al. (1987) Jones M. et al. (2001) e Panagiotopoulou et al. (2011). Porém, à medida em que os estudos sobre a movimentação ortodôntica foram avançando, ficou evidente que o LPD não trabalha em regime linear devido às características mecânicas não-lineares relacionadas com a idade, região e direção de aplicação da carga (TOMS et al., 2002).

Dessa forma, trabalhos considerando a não-linearidade foram então desenvolvidos, tais como o estudo da influência da morfologia (CATTANEO et al., 2005), o estudo de cinco modelos hipotéticos que representam o LPD - um modelo isotrópico linear, três modelos anisotrópicos não lineares e um modelo ortotrópico (PROVATIDIS, 2000), o desenvolvimento de um modelo tridimensional não-linear (KAWARIZADEH et al., 2003). Qian et al. (2001), por sua vez, considerou um modelo tridimensional incorporando a fibra principal do LPD e Tuna et al. (2014) considerou um modelo de contato para representar o PDL sem a necessidade de uma malha volumétrica.

Considerações sobre o regime de trabalho do LPD também foram estudados adotando modelo hiperelástico (NATALI et al., 2004) e modelo viscoelástico (QIAN L.; TODO; KOYANO, 2009) (WANG et al., 2012). Além disso, houve trabalhos especificamente para entender o comportamento mecânico (FIELD et al., 2006) ou para comparar os resultados obtidos de um modelo linear com o modelo não-linear (TOMS S. RAND EBERHARDT, 2003).

Além dos diferentes modelos computacionais e ensaios experimentais desenvolvidos para a determinação das propriedades dos materiais que compõem o periodonto (osso alveolar, LPD e dente), estudos voltados às condições (WILLIAMS; EDMUNDSON, 1984) e tipos (RUDOLPH et al., 2001) de carregamento tiveram importância, pois esses também influem na movimentação ortodôntica.

Frente aos temas abordados na literatura, verifica-se que se trata de um material complexo e com muitos campos a serem ainda explorados. À medida que os estudos avançam, desenvolvem-se modelos computacionais que simulam resultados cada vez mais precisos e compatíveis com o comportamento físico real do tecido, incluindo os diversos fatores que interferem no comportamento do material. Contudo, existem divergências entre os estudos realizados (FILL et al., 2012) e, até que não sejam esclarecidas, a busca pelo conhecimento do

comportamento do LPD faz-se necessária. Por isso, esse tema será melhor explorado no presente trabalho.

2.2 ASPECTOS BIOLÓGICOS DO PERIODONTO

Essa seção apresenta conceitos básicos referentes à anatomia, histologia e movimentação ortodôntica, cujo conteúdo é base para a compreensão das premissas adotadas no modelo computacional proposto.

2.2.1 ANATOMIA

O periodonto compreende todos os tecidos envolvidos na fixação do dente ao osso. É uma unidade de desenvolvimento funcional e biológica. Sua função é, além de inserir o dente no alvéolo, manter a integridade dos tecidos periodontais selando o ambiente interno ao externo (CARRANZA et al., 2012). A Figura 12 mostra os tecidos que compõem o periodonto, que é formado pelo esmalte, dentina e polpa, LPD e osso alveolar.

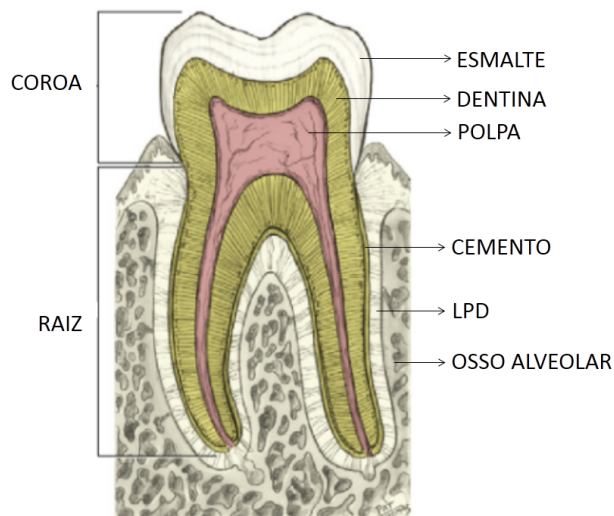


Figura 12- ANATOMIA DO PERIODONTO.
FONTE: Adaptado (BALOGH; FEHRENBACH, 2011)

Alguns termos específicos da anatomia dental são muito utilizados na área ortodôntica. A Figura 13 mostra as terminologias quanto à identificação da face ou aresta do dente anterior e posterior.

Segundo Lindhe (2010) e Carranza et al. (2012), o conjunto dentário desempenha as funções de mastigação, proteção e sustentação dos tecidos moles relacionados, auxilia na articulação das palavras e é um fator importante na estética da face. Fixa-se nos ossos por

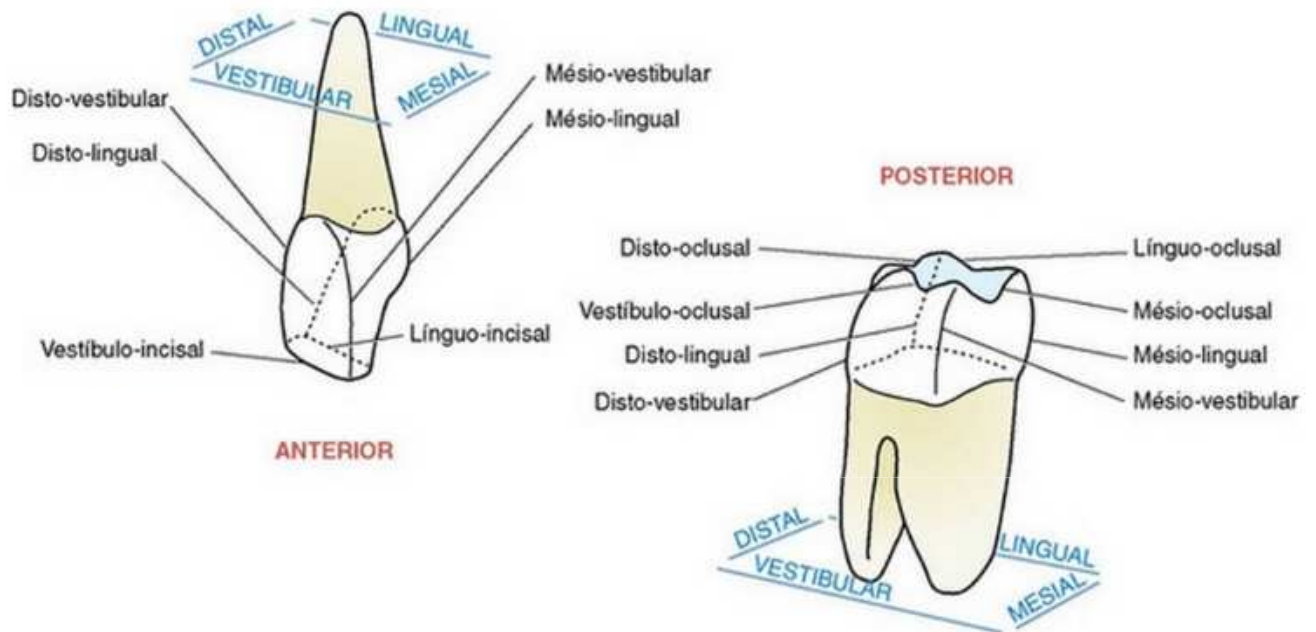


Figura 13- IDENTIFICAÇÃO DAS FACES E ARESTAS EM DENTES.
FONTE: (BALOGH; FEHRENBACH, 2012)

meio de fibras colágenas, denominadas LPD. O ligamento alvéolo-dental resiste à forças de mastigação, atenuando os impactos mastigatórios que os dentes sofrem ao serem introduzidos nos alvéolos.

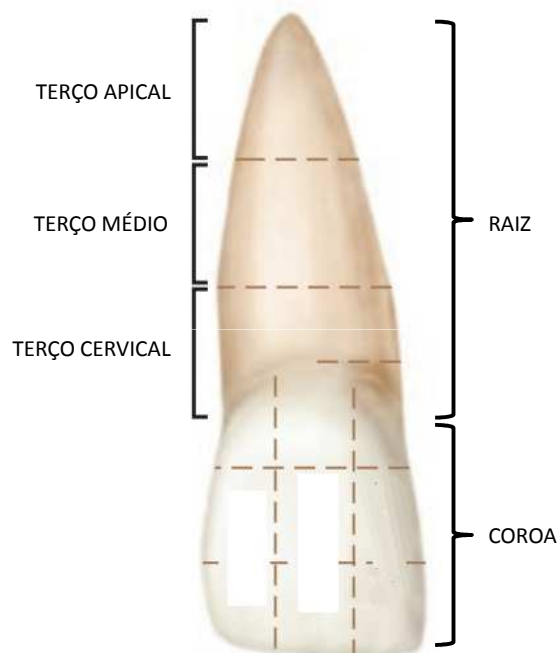
Os dentes são formados pela dentina, esmalte, polpa e cimento. Compreendem os grupos dos incisivos, caninos, pré-molares e molares, cada um adaptado às funções mastigatórias de apreender, cortar, dilacerar e triturar os alimentos sólidos. Os seres humanos possuem 20 dentes decíduos e 32 permanentes. Os decíduos são poucos calcificados em relação aos permanentes e, como tais, são brancos. Os permanentes, com maior índice de sais calcários, são brancos amarelados. É a dentina que confere cor ao dente. Já o esmalte é praticamente incolor e transparente.

2.2.2 HISTOLOGIA

O periodonto é classificado em periodonto de sustentação (composto pelo cimento, ligamento periodontal e osso alveolar) e periodonto de proteção (composto pela gengiva), tecido de recobrimento e suporte do conjunto dentário (CARRANZA et al., 2012).

2.2.2.1 CEMENTO

O cimento é um tecido conjuntivo duro, mineralizado e avascular, nutrido pelo LPD, semelhante ao tecido ósseo. Recobre a dentina radicular e insere as fibras do LPD à raiz do dente. O cimento possui fenômenos de remodelação, porém, de baixa intensidade, sendo mais resistente à reabsorção. A espessura do cimento é entre 30 a 200 μm , sendo que 60% de sua composição é mineralizada com hidroxiapatita e 40% por uma matriz orgânica, esta última composta por colágeno tipo I (fibras intrínsecas e extrínsecas), proteínas não colágenas (osteopontina, sialoproteína óssea, etc), cementoblastos e cementócitos (NEWMAN et al., 2014) (CARRANZA et al., 2012). O desenvolvimento da mineralização é feita pela hidroxiapatita (fosfato de cálcio), fibras de Sharpey, pela fragmentação da bainha e não possui uma posição específica. O desenvolvimento do terço cervical é feita pelas fibras extrínsecas (fibroblastos), do terço médio pelas fibras mistas e do terço apical pelas fibras intrínsecas (cementoblastos) (CARRANZA et al., 2012). A identificação de cada região supracitada pode ser verificada conforme Figura 14.



**Figura 14- NOMENCLATURA DAS REGIÕES DO DENTE.
FONTE: (NELSON; ASH, 2010)**

O cimento acelular de fibras extrínsecas está posicionado no terço cervical da raiz (CARRANZA et al., 2012). A Figura 15 mostra, com visualização microscópica, o cimento acelular de fibras extrínsecas.

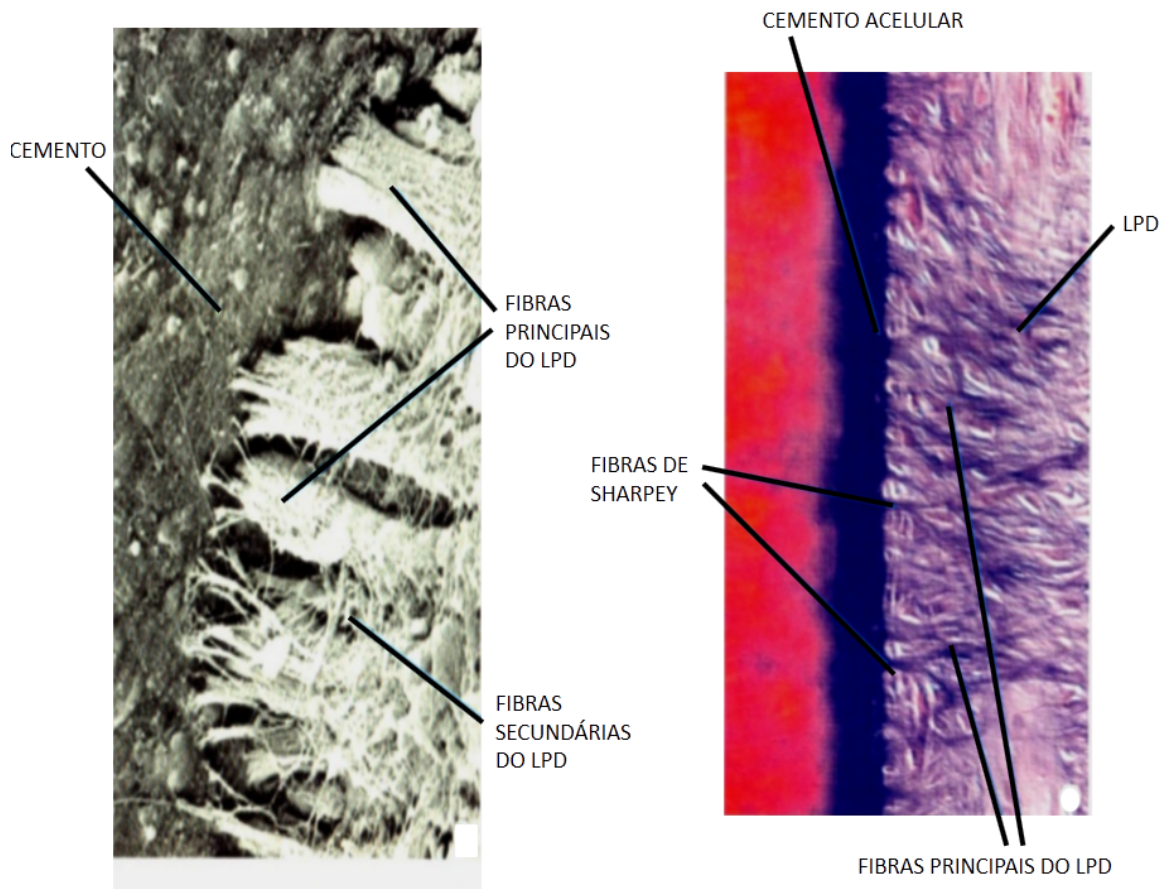


Figura 15- CEMENTO ACELULAR DE FIBRAS EXTRÍNSECAS.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)

O cimento celular de fibras mistas é composto pelas fibras intrínsecas, extrínsecas, fibras de Sharpey (caracterizado pela mineralização incompleta) e cementóide e está localizado no terço médio e nas áreas de bi e trifurcação da raiz. É mais espesso que o terço cervical e é possível verificar a presença de lacunas (cementócitos). A Figura 16 mostra, com visualização microscópica, o cimento celular de fibras mistas.

O cimento celular de fibras intrínsecas somente se forma após o término do desenvolvimento em reparação de reabsorções ou na compensação de desgastes oclusais funcionais. A Figura 17 mostra, com visualização microscópica, o cimento celular de fibras mistas.

2.2.2.2 LIGAMENTO PERIODONTAL (LPD)

O LPD é um tecido conjuntivo denso fibroso, não mineralizado, atravessado por grossos feixes de fibras colágenas que se inserem no cimento e osso alveolar. Possui as funções de suportar o dente no seu alvéolo, realizar a articulação dento alveolar, de amortecer as forças mastigatórias e de agir como receptor sensorial indispensável para o posicionamento adequado

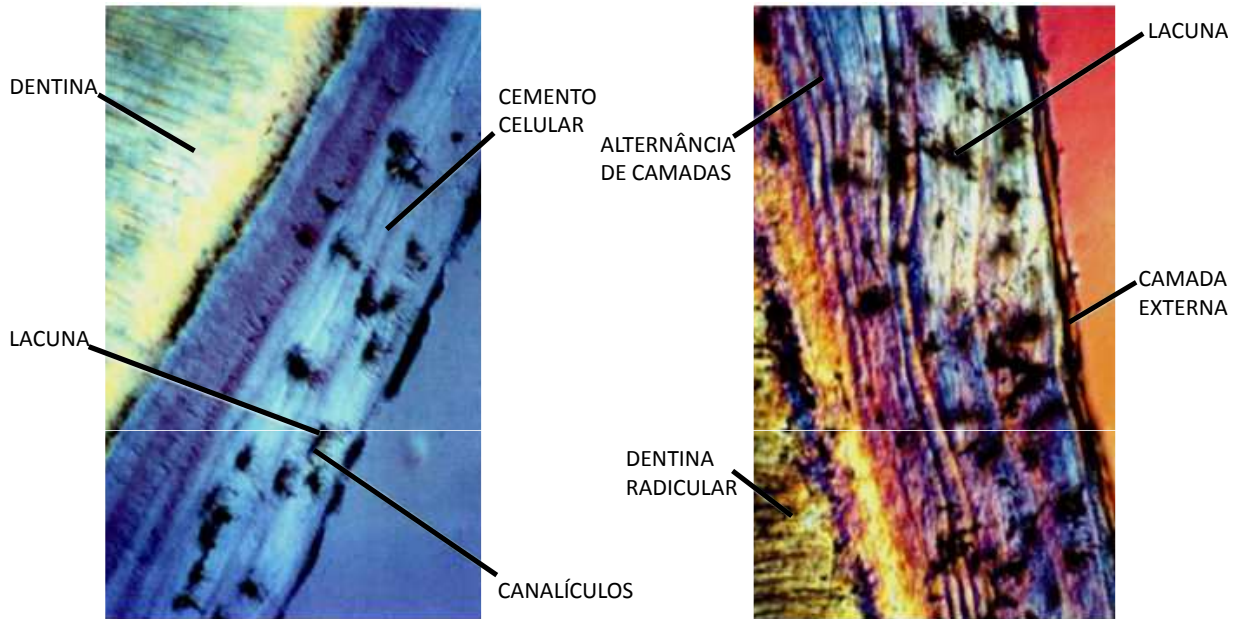


Figura 16- CEMENTO CELULAR DE FIBRAS MISTAS.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)

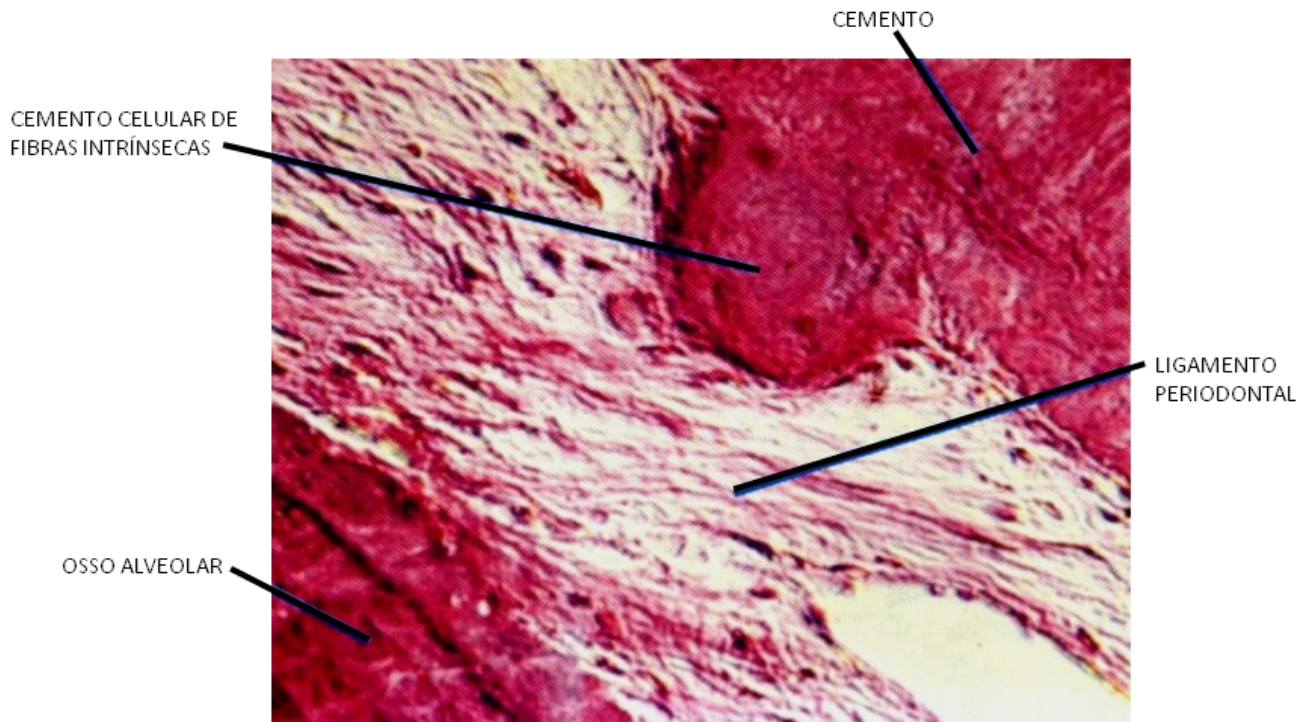


Figura 17- CEMENTO CELULAR DE FIBRAS INTRÍNSECAS.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)

da maxila e da mandíbula durante a função normal. Sua espessura varia entre 0,17 a 0,38mm, sendo sua porção mais delgada a que está em torno do terço médio da raiz (CARRANZA et al., 2012) (NEWMAN et al., 2014). A Figura 18 mostra um corte histológico do LPD.

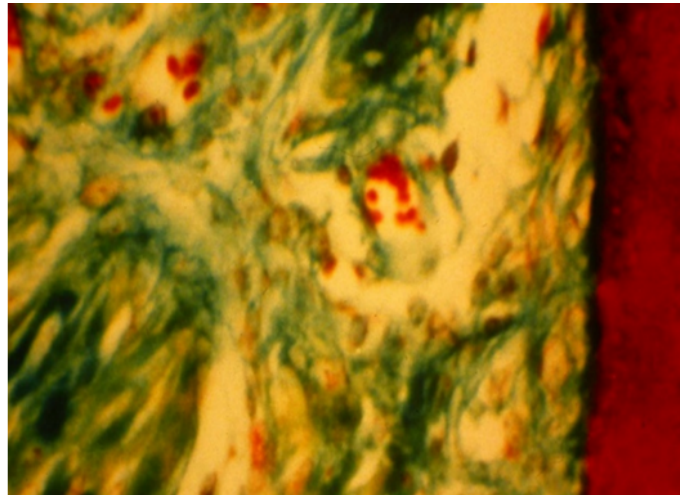


Figura 18- CORTE HISTOLÓGICO DO LPD.
FONTE: (CARRANZA et al., 2012)

O LPD consiste de células e de um compartimento extracelular de fibras e de substância fundamental amorfa. As células incluem osteoblastos, osteoclastos (tecnicamente no interior do LPD, mas funcionalmente associados ao osso), fibroblastos, células mesenquimáticas indiferenciadas, células de restos epiteliais de Malassez, cementoblastos (também tecnicamente no interior do LPD, mas funcionalmente associados ao cimento), células clásticas, sanguíneas e de defesa (CARRANZA et al., 2012). A Figura 19 mostra as células presentes no LPD.

Os fibroblastos são as células mais abundantes do LPD. São alongados, fusiformes, de núcleo avóide e possui vários processos citoplasmáticos. São ricos em fosfatase alcalina e possuem capacidade contrátil e migratória (CARRANZA et al., 2012). A Figura 20 mostra um corte histológico enfatizando os fibroblastos presentes no LPD.

As células mesenquimáticas indiferenciadas são pequenas e fusiformes e possuem aspecto do fibroblastos inativos. Localizam-se próximos aos vasos sanguíneos e são precursoras dos fibroblastos, cementoblastos e osteoblastos. Os restos epiteliais de Malassez são resultantes da fragmentação da camada hialina (BEH). Podem ser ativados durante processos inflamatórios no LPD, podendo proliferar e desenvolver cistos periodontais. A Figura 21 mostra um corte histológico enfatizando os restos epiteliais de Malassez presentes no LPD.

Os osteoblastos, osteoclastos e cementoclastos são células que margeiam as células indiferenciadas e restos epiteliais de Malassez (LINDHE, 2010).

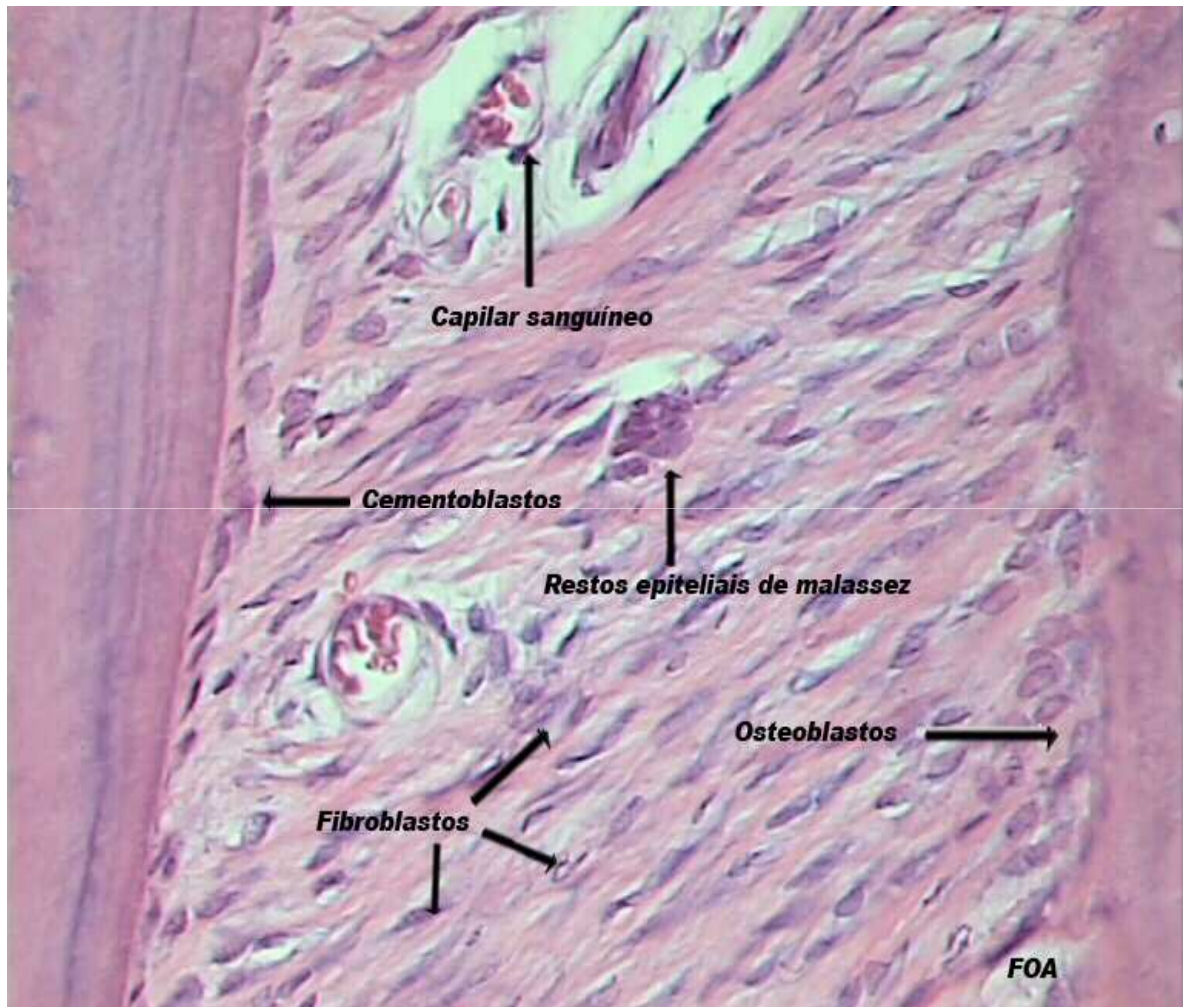


Figura 19- CÉLULAS QUE COMPÕEM O LPD.
FONTE: (CARRANZA et al., 2012)

Os principais constituintes da matriz extracelular do LPD são as fibras principais colágenas. Elas recebem a denominação segundo a orientação e a região da raiz na qual se encontram inseridas. Tem-se, então, a seguinte classificação: fibras transeptais, fibras da crista alveolar (localizada na região da crista alveolar), fibras horizontais (localizadas no periodonto do terço cervical da raiz), fibras oblíquas (localizadas no periodonto dos terços médio e apical da raiz), fibras apicais (localizadas no ápice radicular), fibras interradiculares (localizadas na região interradicular) e fibras livres gengivais (LINDHE, 2010) (CARRANZA et al., 2012). A Figura 22 mostra as classificações das fibras do LPD segundo suas posições.

A Figura 23, por sua vez, mostra as fibras principais presentes no LPD.

As fibras de Sharpey são porções mineralizadas ou parcialmente mineralizadas do LPD

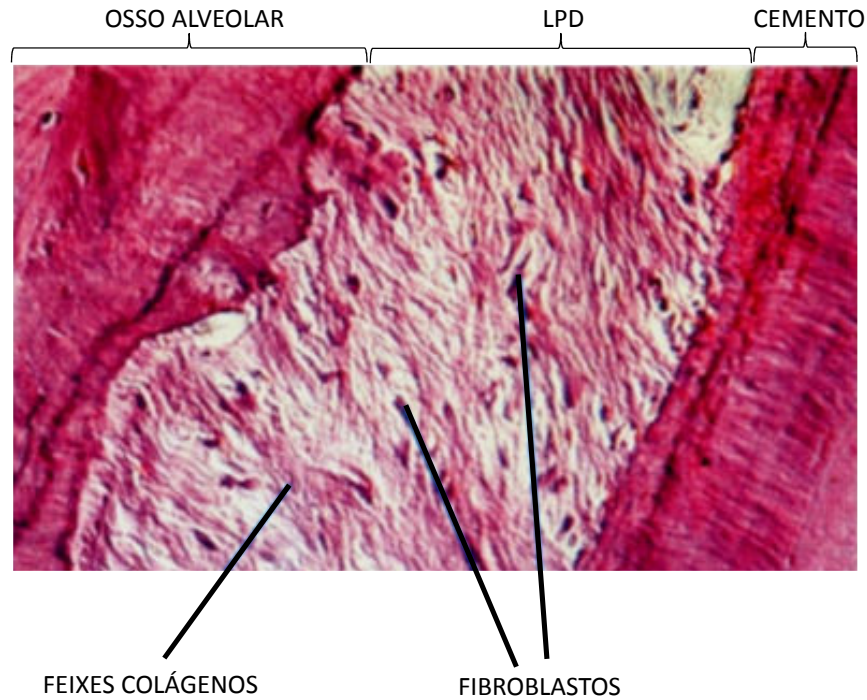


Figura 20- FIBROBLASTOS.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)

inseridas do cimento e no osso (CARRANZA et al., 2012). A Figura 24 mostra as fibras de Sharpey presentes no LPD.

Os vasos que irrigam o LPD provém de três fontes diferentes: da mucosa gengival, da superfície lateral do osso alveolar e da região apical. A inervação do periodonto, por sua vez, é representada por fibras nervosas mielínicas, que seguem o mesmo trajeto dos vasos sanguíneos. Além dessas, são encontradas ainda fibras amielínicas do sistema nervoso autônomo e que estão relacionadas com os vasos sanguíneos (CARRANZA et al., 2012).

2.2.2.3 TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é subdividido em dois tipos: osso alveolar e osso basal, conforme mostra a Figura 25.

O osso alveolar é um osso esponjoso, possui aspecto fasciculado lamelar e tem a função de formar e suportar os alvéolos dentários. É formado pelos tecidos chamados osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Os osteoblastos são células produtoras da parte orgânica do osso e secretam a matriz que é fosforilada e mineralizada. Os osteócitos, que situam-se em lacunas

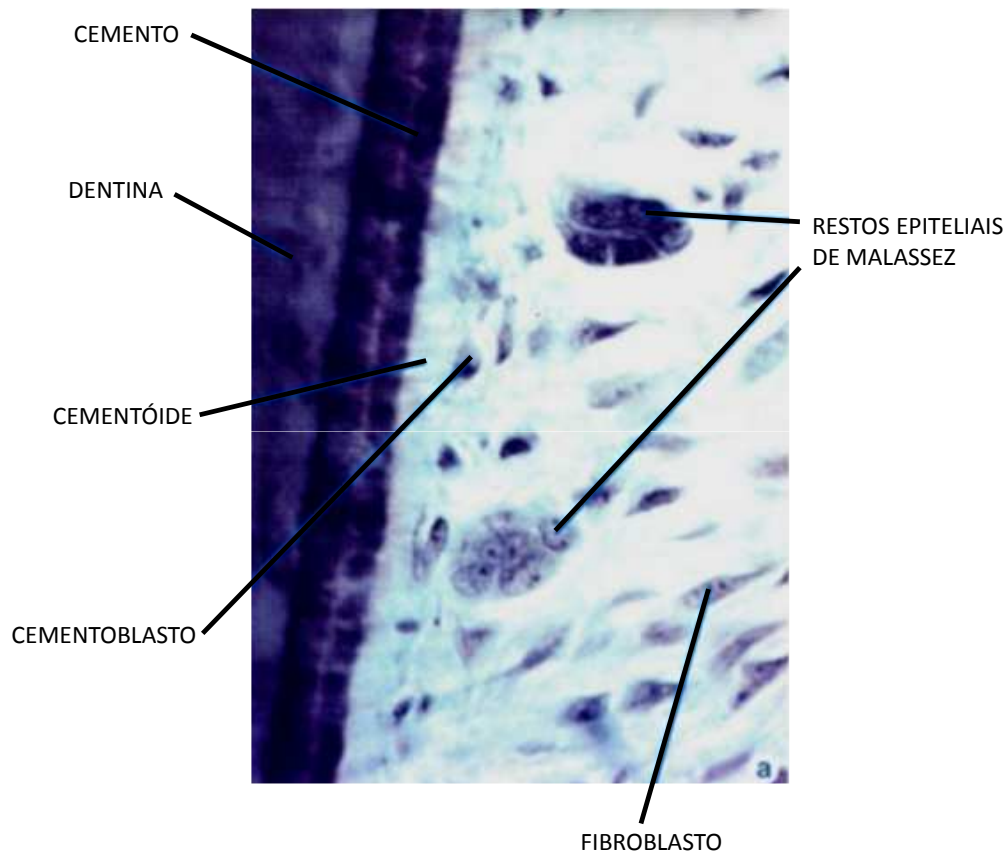
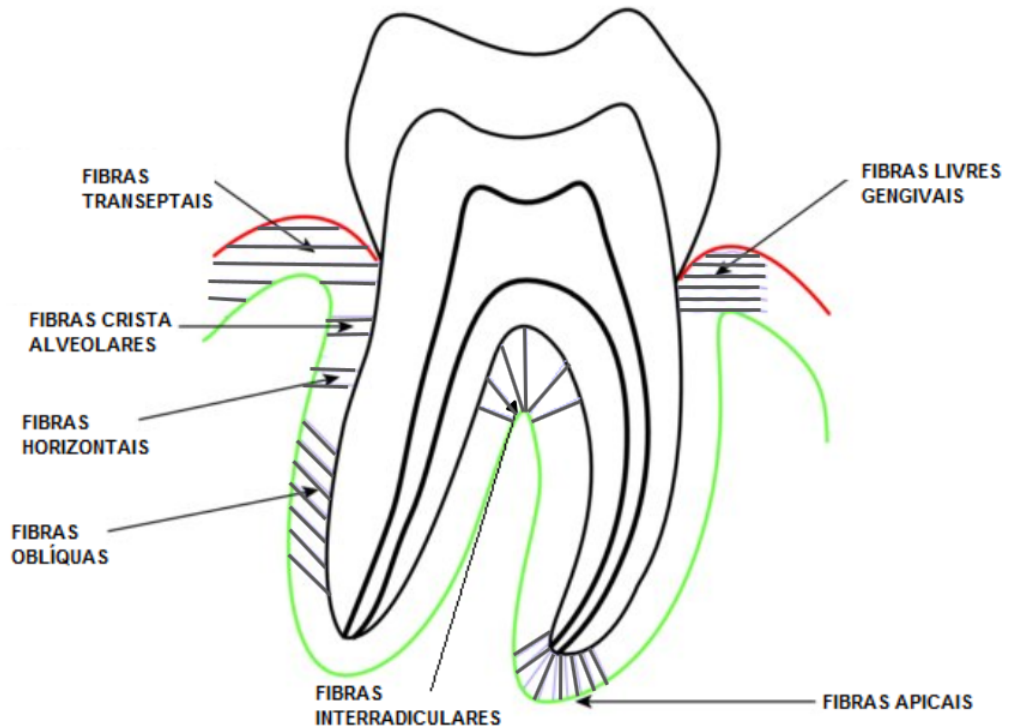


Figura 21- RESTOS EPITELIAIS DE MALASSEZ.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)

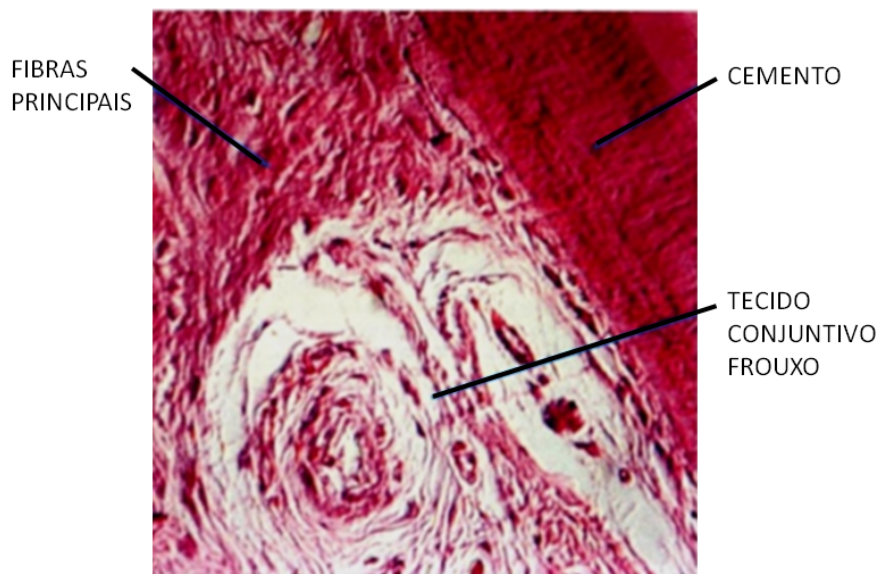
no interior da matriz, reabsorvem os componentes inorgânicos. Os osteoclastos, por sua vez, reabsorvem os componentes inorgânicos e também orgânicos, não havendo nova deposição mineral e nova formação óssea (NEWMAN et al., 2014).

O osso alveolar é a superfície voltada para o LPD recoberta por osteoblastos em repouso. Sua espessura varia entre 0,1 e 0,4mm, onde é mais espesso nas paredes distais dos alvéolos de pré-molares e molares. Forças oclusais transmitidas desde o alvéolo até a parede interna do alvéolo são suportadas pela estrutura trabecular que, por sua vez, é sustentada pelas tábuas corticais vestibular e lingual. É composto de matriz calcificada contendo osteócito cujos prolongamentos formam um sistema anastomosado para aporte de nutrientes e eliminação de catabólitos. É parte do processo alveolar que, juntamente com o cimento e o LPD, constituem o sistema de ancoragem do dente no alvéolo. É possível verificar a presença de osteócitos alojados em lacunas no osso alveolar, assim como fibras inseridas (fibras de Sharpey) (NEWMAN et al., 2014). A Figura 26 mostra os osteoclastos multinucleados associados ao osso alveolar.

O osso basal, por sua vez, é composto pela maxila e mandíbula e sua ossificação é

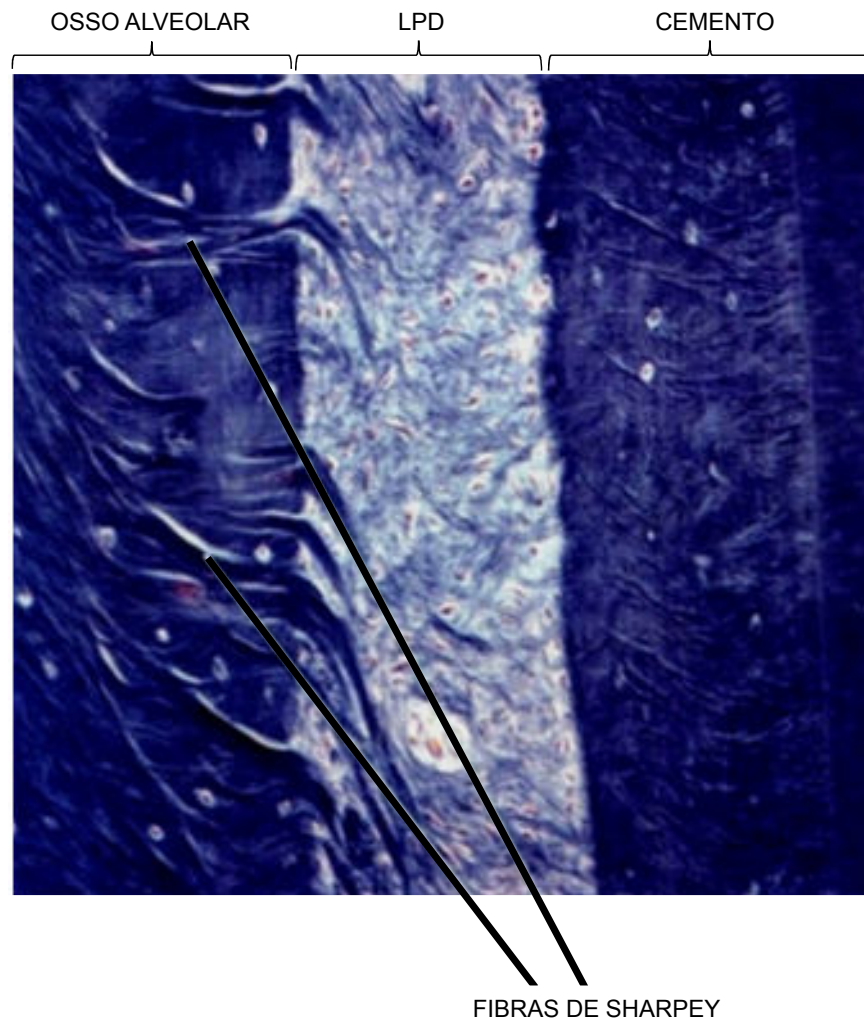


**Figura 22- CLASSIFICAÇÃO DAS FIBRAS DE ACORDO COM A REGIÃO.
FONTE: Adaptado (MRZEZO, 2015)**



**Figura 23- CORTE DO LPD ENFATIZANDO AS FIBRAS PRINCIPAIS.
FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)**

intramembranosa. É no osso basal onde ocorrem as remodelações ósseas durante a erupção dental. A Figura 27 mostra, de forma microscópica, o osso basal.



**Figura 24- CORTE DO LPD ENFATIZANDO AS FIBRAS DE SHARPEY.
 FONTE: Adaptado (CARRANZA et al., 2012)**

O tecido ósseo, como um todo, é composto por 65% de fase mineral (fosfato de cálcio-hidroxiapatita) e 35% de fase orgânica que, por sua vez, é composta por 20% de matriz orgânica (85% de colágeno tipo I, 5% tipo II e V e 10% de outras proteínas) e 15% de água (DUARTE, 2009).

2.2.3 MOVIMENTO ORTODÔNTICO

De acordo com Duarte (2009), é a visão biomecânica do movimento ortodôntico que pode propiciar o planejamento do melhor sistema de forças a ser empregado no dente para um eventual tratamento por parte dos profissionais da área de ortodontia, tanto no sentido da forma de sua aplicação, como na quantificação da carga, interpretando de que modo ocorre

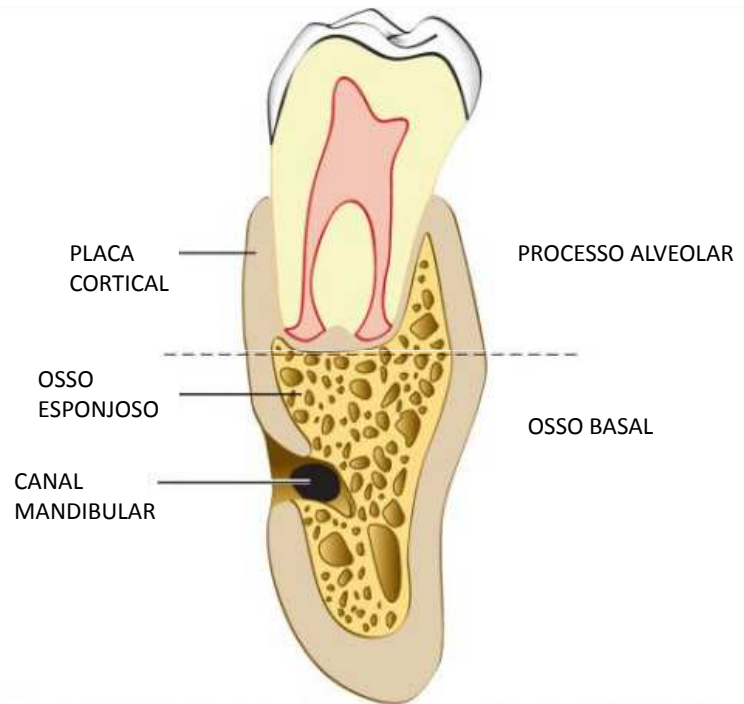
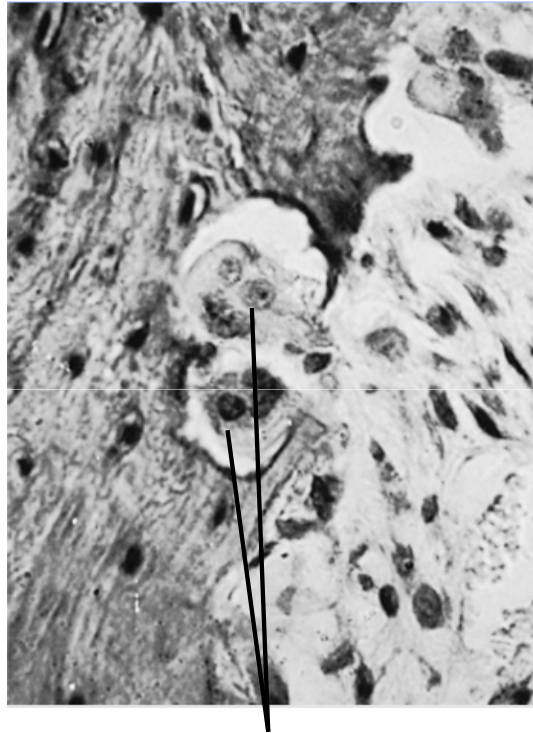


Figura 25- TECIDO ÓSSEO ALVEOLAR E BASAL.
FONTE: Adaptado (NEWMAN et al., 2014)

a distribuição de pressões no ligamento periodontal. As vantagens desses conhecimentos são evidentes, visto que o ortodontista aplica em seus pacientes tratamentos com maior eficiência terapêutica, sendo, assim, vantajosos para ambas as partes.

Quando uma força é aplicada sobre o dente, este desloca-se no interior do espaço alveolar, o que provoca o estiramento de algumas fibras periodontais e a compressão de outras. Simultaneamente, o fluido que preenche os espaços entre as fibras também é comprimido contra as paredes ósseas. Como sua drenagem para fora do alvéolo é lenta, o líquido exerce uma resistência hidráulica ao movimento dental. Fibras periodontais e fluido intersticial agem em conjunto, se contrapondo às cargas aplicadas sobre o dente, devolvendo-o à posição original (FERREIRA, 2008). Esse comportamento pode ser verificado na Figura 28, a qual ilustra uma situação hipotética de um dente em movimento como consequência de uma força externa sendo aplicada ao mesmo.

O LPD e o osso alveolar são os dois principais tecidos responsáveis por caracterizar o comportamento do movimento dentário. Após a aplicação de forças ortodônticas, fibras nervosas do LPD liberam calcitonina peptídeo relacionado ao gene (CGRP) e substância P. A CGRP e a substância P servem como vasodilatadores e estimulam o extravasamento plasmático e a migração dos leucócitos. A CGRP possui a função de induzir a formação óssea através do



OSTEOCLASTOS

**Figura 26- TECIDO ÓSSEO ENFATIZANDO OS OSTEOCLASTOS.
 FONTE: Adaptado (NEWMAN et al., 2014)**

estímulo dos osteoblastos e a inibição da atividade dos osteoclastos (KANTARCI et al., 2016).

Durante os primeiros segundos de aplicação da carga, observa-se que a força tenta deslocar a raiz dental contra o alvéolo, mas é impedida pelas fibras periodontais e pelo efeito hidráulico do fluido intersticial. Neste momento, a força é transferida para o osso alveolar, gerando neste osso o chamado efeito piezoelétrico. A piezoelectricidade é um fenômeno frequente em materiais com constituição cristalina, tratando-se de um fluxo de elétrons que se desloca na grade espacial cristalina quando esta sofre uma deformação. Este fluxo cessa imediatamente, mesmo que a força seja mantida, e novo efeito elétrico surgirá assim que a força for retirada. Este novo fluxo de elétrons ocorrerá em sentido oposto ao primeiro. O osso alveolar, por sua vez, quando submetidos a forças constantes, reage no sentido de depositar tecido ósseo nas áreas submetidas às forças de tração e reabsorver tecido ósseo nas áreas onde há pressão. A esses efeitos dá-se o nome de remodelação óssea, os quais dependem do nível e duração da força aplicada. Apesar de importantes, esses efeitos não serão abordados em detalhe neste trabalho por limitar-se somente ao estudo do comportamento do LPD (FERREIRA, 2008).

Portanto, por tratar-se de um processo bastante complexo que envolve tecidos distintos como osso, fibras colágenas do ligamento periodontal e vasos sanguíneos, a resposta da

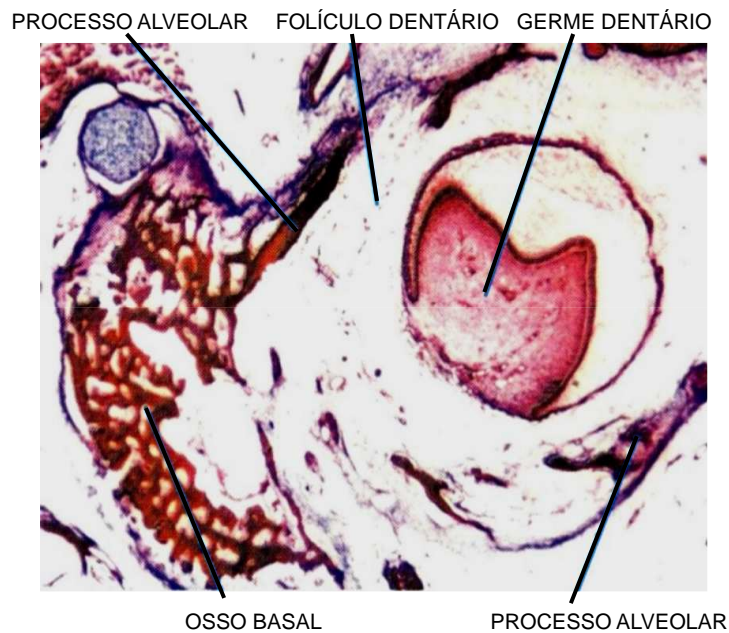


Figura 27- TECIDO ÓSSEO ENFATIZANDO O OSSO BASAL.

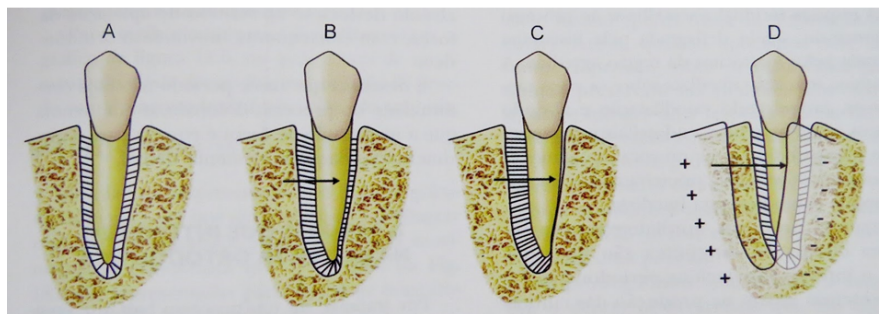


Figura 28- BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DENTÁRIO.
FONTE: Adaptado (FERREIRA, 2008)

movimentação dentária frente à força ortodôntica será influenciada por fatores diretamente relacionados à força: magnitude e ritmo de aplicação, e condições anatômicas e metabólicas do periodonto. O penúltimo fator influencia no movimento dentário no que se refere ao volume radicular (quanto maior a raiz do dente, maior a força que o LPD suporta), idade do paciente (quanto mais jovem o indivíduo, mais elementos celulares e feixes de fibras mais delgadas e flexíveis estão presentes no LPD, e também verifica-se um menor tempo de reação tecidual frente à carga ortodôntica) e compleição óssea (quanto mais robusta, há uma maior tendência

à hilianização e, conseqüentemente, maior dificuldade em produzir movimentos dentais). O último fator, por sua vez, influencia no movimento dentário de acordo com as características hormonais (interferindo no número de osteoclastos e no tecido ósseo), nutricionais (com a falta de proteínas, resulta na deficiência de aminoácidos necessários à síntese do colágeno presente no osso e no LPD) e vitamínicos (as vitaminas A, C e D influenciam no equilíbrio entre deposição e reabsorção óssea) (NEWMAN et al., 2014).

2.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Muitos problemas de engenharia podem ser resolvidos por meio dos princípios gerais da Mecânica do Contínuo. Tais princípios são escritos sob forma de equações diferenciais, pois trata uma matéria contínua, ou seja, sem descontinuidades (CALLISTER, 2007). No entanto, existem muitos problemas na Mecânica do Contínuo que são difíceis de serem resolvidos por meio analítico devido a alguns fatores físicos em que o corpo se encontra, tais como a geometria, condições de contorno, carregamento ou outro fator que possa tornar a solução exata complexa ou até mesmo inexistente.

A representação de um fenômeno, em muitos casos, é feita por meio de modelos matemáticos, cuja elaboração requer uma interpretação clara do contexto. Os princípios físicos e as variáveis dependentes e independentes que descrevem o problema devem ser adequados para que possam representar corretamente o comportamento mecânico. O MEF, por sua vez, é um método numérico que busca uma solução aproximada desses modelos matemáticos escritos por equações diferenciais.

Técnicas numéricas na área da biomecânica permitem uma previsão e uma interpretação direta da resposta dos tecidos biológicos e representam também uma ferramenta útil para a compreensão de alguns aspectos fisiológicos. O método baseia-se na definição de modelos matemáticos representado por relações entre parâmetros físicos, como a relação tensão-deformação, a qual pode representar as respostas mecânicas do tecido biológico (NATALI, 2003).

Por se tratar de um método aproximado, o MEF não deduz uma solução exata para o problema, mas sim, fornece um resultado numérico de valor próximo ao resultado analítico para o problema em questão. Havendo, portanto, um erro. No entanto, existe a possibilidade de o MEF oferecer um resultado numérico idêntico ao analítico, porém, esses casos funcionam somente para elementos mais simples, situação a qual não se justifica a utilização do MEF para a análise, tendo em vista que a solução analítica é mais rápida e eficaz para esses casos mais comuns.

Em síntese, o MEF divide o domínio do problema, representado por uma equação diferencial, em subdomínios formados por elementos finitos. O sistema discretizado é então escrito em forma de equações algébricas que fornecem resultados em pontos específicos da malha de elementos finitos criada, denominados de nós. Os resultados entre os nós são determinados utilizando funções interpoladoras que aproximam um campo de deslocamentos nesses subdomínios.

A teoria do MEF inclui manipulações com matrizes, integrações numéricas, equações e outros cálculos que computadores podem executar. Quanto mais refinada é a malha, mais elementos finitos existirão e, conseqüentemente, mais cálculos serão realizados.

Para a análise estática aplicada de elementos finitos, alguns procedimentos básicos são feitos:

- a) Discretização da estrutura por meio de uma malha de elementos finitos;
- b) Definição dos carregamentos da estrutura;
- c) Definição dos apoios da estrutura;
- d) Cálculo da matriz de rigidez [k] de cada elemento da estrutura;
- e) Conexão de todos os elementos, gerando uma matriz de rigidez [K] global;
- f) Resultante dos carregamentos para um vetor {F} global;
- g) Imposição de condições de contorno da estrutura;
- h) Resolução da equação global de equilíbrio.

Com os resultados de deslocamentos determinados, é possível obter os valores de tensões e deformações da estrutura em análise que são, por fim, objetos de estudo deste trabalho.

Tendo-se o potencial do MEF validado como uma ferramenta clínica para a análise tridimensional do movimento ortodôntico (AMMAR et al., 2010), o presente trabalho utiliza essa técnica para simular o comportamento do LPD, proporcionando benefícios científicos à odontologia.

Nas subseções seguintes, serão abordadas as formulações dos elementos finitos de barra e casca, pois esses são utilizados no modelo computacional desenvolvido neste trabalho, sendo elástico-linear o comportamento do esmalte e dentina e não-linear o comportamento do LPD.

2.3.1 ELEMENTO FINITO DE BARRA

Os elementos finitos de barra são capazes de transmitir tensões somente na direção normal à seção transversal. Considerando um elemento prismático uniforme de dois nós e de comprimento L e seção transversal A , os deslocamentos são calculados na direção axial deste elemento. A partir dos deslocamentos nodais, as forças que devem ser aplicadas aos nós são calculadas de modo que esses deslocamentos sejam mantidos. Tem-se, assim, o alongamento δ da barra sujeita à força axial f dado por $\delta = fL/AE$ (HUMBERTO, 2003):

$$f_{11} = f_{21} = \frac{AE}{L}u_1 \quad (12)$$

$$f_{12} = f_{22} = \frac{AE}{L}u_2 \quad (13)$$

Sendo f_{ij} a força no nó i ($i = 1, 2$) associada com o deslocamento do nó j ($j = 1, 2$).

A forma matricial permite a representação dos nós deslocando simultaneamente, e usando a convenção de sinais (positivo para direita):

$$\begin{bmatrix} f_{11} & -f_{12} \\ -f_{21} & f_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} 1 \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} f_1 \\ f_2 \end{Bmatrix} \quad (14)$$

Ou:

$$\frac{AE}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} f_1 \\ f_2 \end{Bmatrix} \quad (15)$$

Onde f_1 e f_2 são as forças resultantes aplicadas nos nós 1 e 2 ($f_1 = f_{11} - f_{12}$ e $f_2 = -f_{21} + f_{22}$).

Correlacionando a equação 15 com a equação de equilíbrio dada por $[k]\{u\} = \{f\}$, temos que a matriz de rigidez elementar $[k]$ é dada por $AE/L \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}$.

No entanto, o procedimento formal para o cálculo da matriz de rigidez é dado pela seguinte equação:

$$[k] = \int [B]^T [E] [B] dV \quad (16)$$

Onde $[B]$ é a matriz que relaciona deslocamentos e deformações, $[E]$ é a matriz constitutiva e dV é um incremento do volume V do elemento.

Os deslocamentos axiais são dados por:

$$\{u\} = \begin{bmatrix} \frac{L-x}{L} & \frac{x}{L} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} \quad (17)$$

Ou:

$$\{u\} = [N]\{d\} \quad (18)$$

Onde $\{d\}$ são os deslocamentos nodais já impostas às condições de contorno e $[N]$ são as funções interpoladoras ou de forma, ou seja, descreve a forma de como o deslocamento varia ao longo de x de um nó elementar para outro.

A deformação axial ε_x é escrita como:

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} = \left[\frac{d}{dx} N \right] \{d\} = [B] \{d\} \quad (19)$$

Onde $B = \begin{bmatrix} -1/L & 1/L \end{bmatrix}$.

E, por fim, a matriz $[E]$ é simplesmente um escalar definido pelo módulo de elasticidade do material e dV é $A dx$. A equação 16 então fica:

$$k = [B]^T E \begin{bmatrix} -\frac{1}{L} & \frac{1}{L} \end{bmatrix} A dx = \frac{AE}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

Onde a matriz de rigidez elementar $[k]$ é sempre uma matriz simétrica.

2.3.2 ELEMENTO FINITO DE CASCA

Um elemento de casca é caracterizado por apresentar geometria plana sujeita à carregamentos transversais e normais, as quais provocam efeitos de flexão e membrana. A formulação para elementos de casca é basicamente uma extensão da teoria de placas, a qual acrescenta-se o efeito membrana à formulação. Na teoria clássica, considera-se a hipótese de que a normal à superfície permanece normal à mesma após a deformação (BATHE, 1982).

De acordo com Humberto (2003), o campo de tensões gerado a partir da teoria de placas dá origem aos momentos resultantes de flexão (M_x e M_y M_{xy}):

$$M_x = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \sigma_x z dz \quad (21)$$

$$M_y = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \sigma_y z dz \quad (22)$$

$$M_{xy} = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \tau_{xy} z dz \quad (23)$$

As resultantes do efeito membrana proveniente do estado plano de tensões (N_x e N_y , N_{xy}) são:

$$N_x = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \sigma_x dz \quad (24)$$

$$N_y = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \sigma_y dz \quad (25)$$

$$N_{xy} = \int_{-\frac{e}{2}}^{\frac{e}{2}} \tau_{xy} dz \quad (26)$$

Onde e é a espessura da placa, σ_x é a tensão na direção x , σ_y é a tensão na direção y e τ_{xy} é a tensão cisalhante.

Para o estado plano de tensões, onde o índice m representa a parcela referente ao efeito membrana, a equação de equilíbrio é:

$$[k]_m \{u_m\} = \{f_m\} \quad (27)$$

Sendo $[k]$ a matriz de rigidez elementar, $\{u\}$ os deslocamentos nodais e $\{f\}$ as forças nodais. Os deslocamentos e forças no i -ésimo nó são escritos na forma:

$$\{u_{im}\} = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix} \quad (28)$$

e,

$$\{f_{im}\} = \begin{Bmatrix} f_{xi} \\ f_{yi} \end{Bmatrix} \quad (29)$$

Os quais u_i são os deslocamentos nodais na direção x , v_i são os deslocamentos nodais na direção y , f_{xi} são as forças nodais na direção x e f_{yi} são as forças nodais na direção y .

De maneira análoga, para o sistema de equações de elemento de placa, com o índice p referente à parcela do efeito à flexão, tem-se:

$$[k]_p \{u_p\} = \{f_p\} \quad (30)$$

Os deslocamentos na direção z (w_i) e rotações em torno do eixo x e y (θ_{xi} e θ_{yi}), e forças nodais na direção z (f_{zi}) e momentos nodais em x e y (m_{xi} e m_{yi}), são escritos como:

$$\{u_{ip}\} = \begin{Bmatrix} w_i \\ \theta_{xi} \\ \theta_{yi} \end{Bmatrix} \quad (31)$$

e,

$$\{f_{ip}\} = \begin{Bmatrix} f_{zi} \\ m_{xi} \\ m_{yi} \end{Bmatrix} \quad (32)$$

Agrupando os efeitos membrana e flexão (equações 27 e 30), tem-se:

$$\begin{bmatrix} [k_m] & [0] & 0 \\ [0] & [k_p] & 0 \\ [0] & [0] & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{u_m\} \\ \{u_p\} \\ \theta_z \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{f_m\} \\ \{f_p\} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (33)$$

Onde k_m e k_p são submatrizes da matriz de rigidez elementar $[k]$ de segunda e terceira ordem, respectivamente. As submatrizes nulas fora da diagonal principal significam que os efeitos de membrana e de flexão são desacoplados.

Na forma compacta, a equação de equilíbrio a nível elementar se resume a:

$$\{f\} = [k]\{u\} \quad (34)$$

Por fim, a equação de equilíbrio estático para o sistema global, considerando o mesmo referencial de coordenadas, é resolvida por:

$$\{F\} = [K]\{U\} \quad (35)$$

Onde $\{F\}$ é o vetor composto pelas forças globais de acordo com as condições de contorno naturais, $[K]$ é a matriz de rigidez global e $\{U\}$ são os deslocamentos globais do sistema.

2.3.2.1 RELAÇÃO CONSTITUTIVA DO MATERIAL

A análise não-linear decorre do fato de que o material não segue a lei de Hooke, isto é, a relação tensão-deformação não é linear. Por meio de estudos realizados por Cattaneo et al. (2005), Provatidis (2000), Kawarizadeh et al. (2003), Natali et al. (2004), Wang et al. (2012), entre outros, tecidos biológicos apresentam esse tipo de comportamento. De maneira geral, a mecânica estrutural classifica a não-linearidade da seguinte forma (COOK, 1995):

- Não-linearidade material: o qual as propriedades do material são funções do estado de tensão ou deformação;
- Não-linearidade física: o qual um “vazio” entre partes adjacentes podem se abrir ou fechar. O contato entre as partes mudam à medida em que a força de contato também muda.
- Não-linearidade geométrica: a qual a deformação é grande o suficiente para que as equações de equilíbrio devam ser escritas a respeito da geometria estrutural deformada.

Situando o objeto de estudo deste trabalho, o comportamento mecânico do LPD é classificado como não-linearidade material, isto é, a resposta de deslocamentos não é proporcional à força aplicada. Isso se deve, por hipótese, ao comportamento hiperelástico à tração e viscoelástico à compressão do tecido. A formulação desses dois comportamentos mecânicos, entretanto, serão melhor esclarecidos nas seções seguintes.

Uma maneira de solucionar a não-linearidade material, que, por sua vez, é utilizada pelo *Abaqus*®, é pelo método clássico de Newton-Raphson, onde equações constitutivas são descritas em termos de taxas ou incrementos.

De acordo com Bathe (1982), o método clássico de Newton-Raphson utiliza a análise incremental a cada passo de carga, assumindo que a solução para o intervalo de tempo t é conhecido e a solução para o intervalo de tempo $t + \delta t$ é solicitado, onde Δt é o tempo incremental

convenientemente escolhido. Assim, a condição de equilíbrio de um sistema de elementos finitos pode ser escrito dentro de um passo de carregamento:

$$\{f^{t+\Delta t}\} = \{f^t\} + \{\Delta f\} \quad (36)$$

Onde Δf é o incremento da força nodal correspondente ao incremento de deslocamentos e tensões no intervalo de t até $t + \Delta t$. Este vetor pode ser aproximado utilizando a tangente da curva gerada pela relação tensão e deformação, a qual corresponde à matriz de rigidez $[K^t]$ no intervalo considerado. Assim:

$$\{f\} = [K^t]\{\Delta U\} \quad (37)$$

Onde $\{\Delta U\}$ é o vetor incremental de deslocamentos nodais. Calculando-se uma aproximação para os deslocamentos no tempo $t + \Delta t$:

$$\{U^{t+\Delta t}\} = \{U^t\} + \{\Delta U\} \quad (38)$$

Tendo-se a aproximação dos deslocamentos correspondente ao tempo $t + \Delta t$, pode-se agora calcular uma aproximação para as tensões e correspondentes forças nodais no tempo $t + \Delta t$ e proceder com o mesmo raciocínio para o cálculo do próximo incremento de tempo. É importante salientar que o método supracitado deve ser aplicado de maneira adequada e com cautela ao modelo, pois é suscetível a erros significantes quando adotados grandes intervalos de tempo ou força. No *Abaqus*®, o primeiro incremento é definido pelo usuário e os demais são calculados automaticamente. Porém, existe um limite para o tamanho do incremento devido ao método requerer a condição de estabilidade.

O processo do cálculo incremental é iterativo, o qual faz uma tentativa de encontrar uma solução de equilíbrio em um incremento. Se o modelo não está em equilíbrio no final da iteração, o *Abaqus*® tenta outra iteração, até que se obtenha a condição de equilíbrio, sendo, às vezes, necessárias muitas tentativas. Quando tiver sido obtida a solução de equilíbrio, uma nova rigidez é atribuída à estrutura e a solução do incremento é completada. Os resultados ficam disponíveis ao final do incremento em questão e, seguindo essa lógica, a curva do comportamento não-linear é então gerada a partir dos resultados fornecidos de cada incremento. Para garantir que a solução convirja, o *Abaqus*® adota um critério que deve respeitar a tolerância de 0,5% entre o incremento de força tual e o anterior.

2.3.2.2 ELASTICIDADE LINEAR

A elasticidade designa a propriedade mecânica de alguns materiais sofrerem deformações reversíveis quando se encontram sob ação de forças externas. De acordo com a Teoria da Elasticidade Linear, a relação entre tensões e deformações para cargas não muito elevadas é em geral linear para a maioria dos materiais utilizados em estruturas. Ou seja, a tensão é diretamente proporcional à deformação (COOK, 1995), sendo a relação para o caso uniaxial escrita na forma:

$$\sigma = C\varepsilon \quad (39)$$

Sendo σ a tensão, ε a deformação e C o módulo de proporcionalidade entre as duas grandezas supracitadas.

No caso de se admitir a existência de uma função energia de deformação $W(\varepsilon)$ pela qual é possível se obter a tensão σ , por diferenciação da energia de deformação em relação à deformação. Ou seja:

$$\sigma = \frac{\partial W(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} \quad (40)$$

Integrando $\sigma(\varepsilon)$ do estado inicial ε_1 até o estado final ε_2 , tem-se:

$$\int_{\varepsilon_1}^{\varepsilon_2} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon = \int_{\varepsilon_1}^{\varepsilon_2} \frac{\partial W(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} d\varepsilon = W(\varepsilon_2) - W(\varepsilon_1) \quad (41)$$

A energia de deformação pode ser então obtida por:

$$C\varepsilon d\varepsilon = \frac{\partial W(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} d\varepsilon \quad (42)$$

Ou seja:

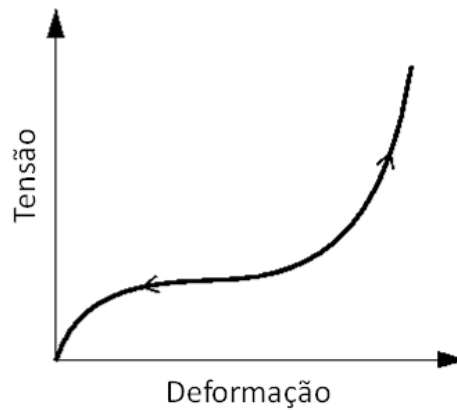
$$W(\varepsilon) = \frac{1}{2} C\varepsilon^2 \quad (43)$$

Sendo generalizável para problemas tridimensionais. Nesse caso, considerando pequenas deformações, ou seja, não há distinção entre deformação ε e deformação de Lagrange. Nessas condições, também não se distinguem as tensões de Cauchy e de Piola-Kirchhoff.

2.3.2.3 HIPERELASTICIDADE

O comportamento hiperelástico adequa-se aos materiais que podem sofrer grandes deformações elásticas reversíveis (MURTHY, 2005). De maneira análoga, é possível comparar o comportamento do LPD com o de materiais poliméricos, como a borracha, por exemplo. O *Abaqus*® adota as premissas de que o material é incompressível (exceto quando especificado o contrário), isotrópico e possui comportamento elástico.

No presente trabalho, por hipótese, esse comportamento é utilizado para o LPD sob tração. A curva típica para a hiperelasticidade é mostrada na Figura 29.



**Figura 29- CURVA TÍPICA DO COMPORTAMENTO HIPERELÁSTICO.
FONTE: Adaptado (ABAQUS INC., 2010)**

Por definição, um material hiperelástico é aquele para o qual existe uma função de energia de deformação ou energia armazenada (RIBEIRO et al., 2012). As tensões e deformações estão relacionadas através de W na forma:

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon} \quad (44)$$

Onde σ e ε são tensão e deformação, respectivamente.

Alguns modelos hiperelásticos estão disponíveis no *Abaqus*®. São eles: polinomial (inclusive os casos particulares, que são a forma reduzida, neo-hookeana, Mooney-Rivlin e Yeoh), Ogden, Arruda-Boyce e Van der Waals.

Dentre os modelos citados, foi escolhido a forma Ogden para a análise numérica desta dissertação por ser o mais preciso no ajuste de dados experimentais (AUSTRELL; KARI, 2005). Em geral, a energia de deformação de um material isotrópico, incompressível e hiperelástico é

escrita em função dos dois invariantes de tensão deviatória. Comumente são realizados testes uniaxiais em amostras para determinar as características não-lineares do material.

O potencial de energia de deformação para o modelo Ogden é expresso em termos dos principais alongamentos:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left(\lambda_1^{-\alpha_i} + \lambda_2^{-\alpha_i} + \lambda_3^{-\alpha_i} - 3 \right) \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (45)$$

Sendo λ_i o alongamento principal deviatório ($\lambda_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$), N a ordem do polinômio, μ_i , α_i e D_i são os parâmetros do material em função da temperatura, J_{el} é a deformação elástica volumétrica.

O módulo de cisalhamento (μ_0) e o módulo de Bulk (K_0) iniciais são dados por:

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (46)$$

$$K_0 = \frac{2}{D_1} \quad (47)$$

O *Abaqus*® dispõe de duas maneiras diferentes para definir um material hiperelástico: fornecer as constantes do material (μ_i , α_i e D_i) ou fornecer os dados experimentais para que as constantes sejam calculadas pelo *software*. Para o caso deste trabalho, valores de tensão e deformação de ensaio uniaxial de compressão são fornecidos como dados de entrada.

Vale ressaltar que a qualidade dos resultados da simulação do comportamento hiperelástico depende fortemente dos dados de entrada obtidos experimentalmente. Por isso, valores coerentes abrangendo um modo de deformação em particular devem ser inseridos para que o modelo não se torne instável ou forneça resultados distorcidos.

2.3.2.4 VISCOELASTICIDADE

Um material viscoelástico apresenta simultaneamente características viscosas e elásticas. A diferença mais notável com relação aos modelos puramente elásticos é no que se refere ao armazenamento de energia, onde nos modelos elásticos é total, enquanto que os modelos viscoelásticos perdem ou dissipam uma parte dessa energia.

O *Abaqus*® dispõe da opção para modelagem no domínio no tempo de materiais viscoelásticos, em que as perdas dissipativas causadas pelos efeitos viscosos de amortecimento

são considerados. Tal modelo pressupõe que o cisalhamento deviatório e características volumétricas são independentes em estados de tensão multiaxiais e podem ser utilizados em conjunto com o comportamento hiperelástico.

A partir de estudos histológicos presentes na literatura atual e da teoria da mecânica do contínuo, conclui-se que a complexidade do comportamento mecânico do LPD é consequência da morfologia do tecido. Verifica-se que o LPD é composto por fibras, glicosaminoglicanos, uma interface irregular com o osso poroso circundante e uma vasta rede vascular (BERGOMI et al., 2010). Segundo Ming et al. (2013), o comportamento mecânico do LPD ainda é incerto. Porém, a hipótese mais aceita é a não-linearidade hiperelástica e viscoelástica. Sendo assim, é razoável assumir que o LPD possui um comportamento bimodular, demonstrando um comportamento viscoso sob compressão, pois o líquido presente no tecido causa um efeito de amortecimento quando comprimido. No LPD à tração, esse efeito não ocorre e, por isso, permanece somente as características hiperelásticas.

A formulação básica para a viscoelasticidade de um material isotrópico é escrita na forma Ming et al. (2013):

$$\sigma(t) = \int_0^t 2G(\tau - \tau') \dot{\varepsilon} dt + I \int_0^t 2K(\tau - \tau') \dot{\phi} dt \quad (48)$$

Onde ε e ϕ são as derivadas das deformações deviatória e volumétrica com relação ao tempo, respectivamente. K é o módulo de Bulk e G é o módulo de cisalhamento, que são funções do tempo reduzido τ e denotam diferença com relação a t .

Outros dois importantes fatores que caracterizam os materiais viscoelásticos são o relaxamento e a fluência. Neste momento é importante introduzir esses dois conceitos, que serão abordados com maiores detalhes a seguir, pois serão necessários para o desenvolvimento do modelo numérico deste trabalho.

A viscoelasticidade depende da escala de tempo de experiência quando comparada com a escala de tempo do material, denominado tempo de relaxamento (BISCHOFF, 2002). Por meio de ensaios experimentais, é possível obter a curva de relaxamento do material, a qual relaciona tensão e tempo de aplicação da carga. Nestes ensaios, uma amostra é inicialmente deformada quando submetida a uma tensão aplicada rapidamente a um pré-determinado e relativamente baixo nível de deformação. A tensão necessária para manter esta deformação é medida em função do tempo, enquanto a temperatura é mantida constante. A tensão tende a diminuir com o tempo, devido ao processo molecular de relaxamento que ocorrem dentro material (CALLISTER, 2007). A Figura 30 apresenta uma curva típica de relaxamento para tecidos

biológicos.

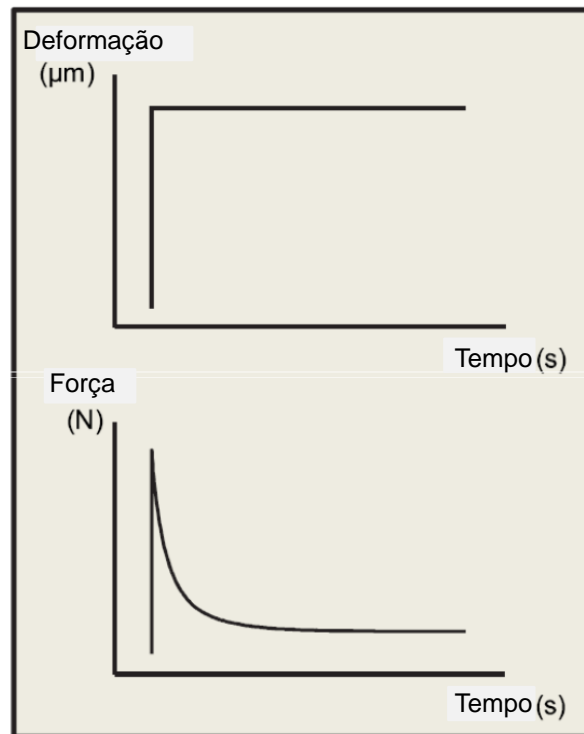


Figura 30- CURVA DE RELAXAMENTO
FONTE: Adaptado (KORHONEN; SAARAKKALA, 2010)

O módulo de relaxamento é definido por:

$$E_r(t) = \frac{\sigma(t)}{\epsilon_0} \quad (49)$$

Onde $\sigma(t)$ é a tensão dependente do tempo medida e ϵ_0 é o nível de deformação, a qual é mantida constante.

Retornando à equação 48, $K(t)$ e $G(t)$ são as funções de relaxamento e podem ser definidas individualmente em termos de uma série de exponenciais conhecidos como série de Prony:

$$K(t) = K_\infty + \sum_{i=1}^N K_i e^{-\tau/\tau_i} \quad (50)$$

$$G(t) = G_\infty + \sum_{i=1}^N G_i e^{-\tau/\tau_i} \quad (51)$$

Onde τ_i é o tempo reduzido e K_∞ e G_∞ representam o módulos de Bulk e de cisalhamento,

respectivamente.

As constantes de Prony (K_i , G_i e τ_i) são então ajustadas nas funções de relaxamento de Bulk e de cisalhamento, conforme equações 50 e 51. Confirma-se, portanto, a necessidade de se ter o histórico da força e deslocamento (ou tensão e deformação), da taxa de carregamento e do tempo de aplicação da carga para a determinação das constantes das equações constitutivas da viscoelasticidade (CHEN, 2000).

Fluência é a deformação permanente de materiais, em função do tempo, quando estes são sujeitos a cargas ou tensões constantes (CALLISTER, 2007). Este tipo de deformação é observada em diversos tipos de materiais, porém, somente alguns são mais sensíveis a este tipo de deformação, como materiais biológicos, por exemplo (SCHAPERLY, 2000). Um ensaio típico de fluência consiste em submeter um modelo a uma carga ou tensão constante enquanto a temperatura se mantém constante. Como regra geral, a deformação tende a aumentar com o tempo, se opondo, portanto, ao efeito de relaxamento supracitado. A Figura 31 apresenta uma curva típica de fluência para tecidos biológicos.

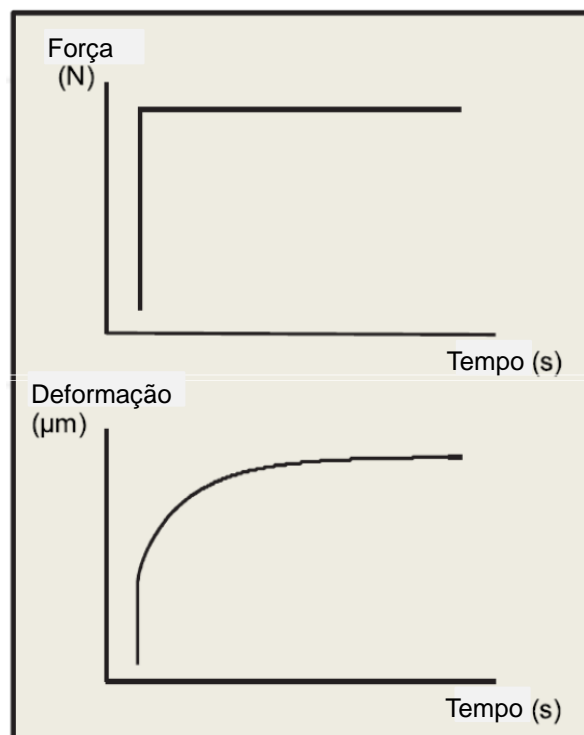


Figura 31- CURVA DE FLUÊNCIA.

FONTE: Adaptado (KORHONEN; SAARAKKALA, 2010)

O módulo de fluência é definido por:

$$E_c(t) = \frac{\sigma_0}{\varepsilon(t)} \quad (52)$$

Onde σ_0 é a tensão constante aplicada e $\varepsilon(t)$ é a deformação dependente do tempo.

Segundo Ming et al. (2013), supõem-se que existem dois fatores que determinam o comportamento de fluência do LPD. Um deles é o efeito volumétrico, o qual é representado pelo líquido que flui livremente no espaço compreendido entre o dente e o osso alveolar. O outro é o efeito deviatório, o qual é representado pela mudança contínua de sua forma à medida em que o tempo aumenta quando submetido a cargas intrusivas. A partir dessas duas suposições, é possível construir dois modelos: um viscoelástico volumétrico e um viscoelástico deviatório.

Este trabalho utiliza um dos modelos propostos por Ming et al. (2013), denominado "deformação finita" por descrever o material sob grande deformação. Tal modelo considera dependência tanto no tempo quanto nos efeitos geométricos. Assume-se que a parcela volumétrica é controlada pelo modelo viscoelástico e a parcela deviatória é definida calibrando-se as constantes através da curva de força-deslocamento.

No *Abaqus*®, é possível obter os coeficientes do material fornecendo dados de testes de relaxamento e de fluência dependentes no tempo. Se a avaliação realizada automaticamente pelo *software* falhar durante a extração dos coeficientes do material, uma caixa de diálogo é exibida com informações detalhadas sobre cada problema encontrado. Geralmente, a falha se dá por problemas com a não-linearidade da curva de ajuste. Porém, se a avaliação é completada com êxito, uma janela de visualização é criada contendo os gráficos bidimensionais do comportamento viscoelástico do material. É possível verificar as curvas geradas e realizar ajustes no material conforme for necessário.

3 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo, será apresentada a metodologia adotada para a realização dos ensaios experimentais, além de citar os equipamentos e materiais a serem utilizados para a realização dos mesmos.

3.1 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

Os ensaios experimentais são realizados em 2 (duas) amostras completas de raízes de dentes suínos *ex vivo* obtidas do descarte como resíduo orgânico do frigorífico *Bizinelli*®, localizado em Curitiba/PR. Por se tratar de materiais de descarte, não há a necessidade, portanto, da liberação do Comitê de Ética com animais (CEP) para serem realizados.

3.2 TRATAMENTO DAS AMOSTRAS

Conforme verificado nas imagens de tomografia, as amostras não apresentam qualquer sinal de fissura ou dano. Dessa maneira, são válidas para os ensaios experimentais (BARDAUIL, 2010). Cada mandíbula doada pelo frigorífico sofre um corte na base da amostra, de modo a obter um material com a face inferior plana. Assim, o corpo de prova pode ser apoiado no dispositivo que posteriormente fará o teste mecânico. As amostras são imediatamente colocadas em frascos individuais, devidamente identificados. A Figura 33 mostra a mandíbula utilizada no ensaio.



Figura 33- MANDÍBULA COM BASE PLANA.

3.3 IMAGENS DE TOMOGRAFIA

As amostras, imediatamente após serem obtidas no frigorífico, são levadas para uma clínica especializada (Radiocenter Curitiba) onde são feitas aproximadamente 400 (quatrocentas) imagens de tomografia computadorizada, gravadas em DICOM, focando nos dentes pré-molares inferiores. Os dados obtidos por esse sistema de imagens médicas são, em geral, um conjunto de fatias paralelas uniformemente espaçadas, representando seções transversais do objeto que está sob investigação (SOUZA et al., 2003). Tais imagens são feitas antes das mandíbulas serem submetidas aos testes de carga, isto é, ainda na configuração indeformada, para possibilitar a reconstrução do sólido ideal para a análise numérica a partir das imagens. Esse serviço foi fornecido gratuitamente pela empresa especializada em imagens Radiocenter Curitiba. Através do material obtido pela empresa, é possível visualizar, em três direções, as estruturas do periodonto em forma de cortes. A Figura 34 mostra 3 (três) exemplos de imagens de tomografia nas direções mesial, oclusal e vestibular, respectivamente.

Como cada tecido e elementos atingidos absorvem níveis diferentes de radiação, as estruturas do periodonto podem ser verificadas e identificadas nas imagens de acordo com as diferentes colorações visualizadas nas imagens.

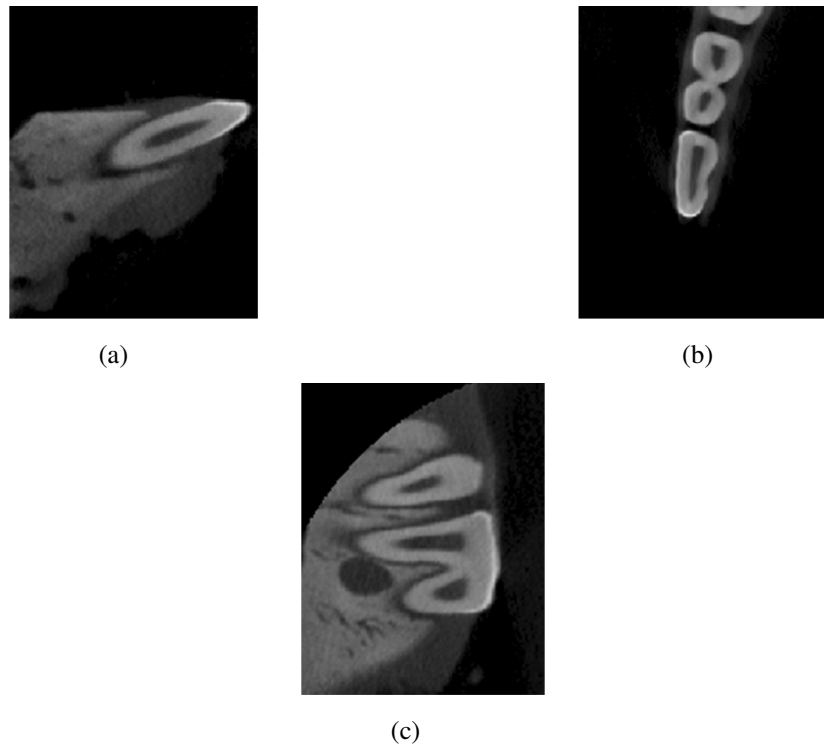


Figura 34- (a) DIREÇÃO MESIAL; (b) DIREÇÃO OCLUSAL; (c) DIREÇÃO VESTIBULAR.

3.4 TESTE DE CARGA

Após obtidas as imagens de tomografia computadorizada, as mandíbulas são levadas ao laboratório onde os testes de carga são feitos. É utilizado o equipamento EMIC modelo DL100000 para aplicação de forças verticais de compressão no dente pré-molar de duas intensidades. As medições de deslocamentos são computadas a cada 0,5s a uma velocidade controlada de 0,01mm/min para a primeira amostra e a uma velocidade de 0,1mm/min para a segunda amostra pelo equipamento (Figura 35).



Figura 35- ESQUEMA DE MONTAGEM PARA O ENSAIO DE COMPRESSÃO.

Por se tratar de amostras pequenas, foi necessário acoplar um parafuso à célula de carga do equipamento EMIC para que a aplicação do carregamento fosse pontual. A fixação foi feita com resina odontológica. Dessa forma, garantiu-se que a carga foi aplicada somente ao dente estudado.

As cargas aplicadas em cada amostra são apresentadas na Tabela 13.

Tabela 13- VELOCIDADE E INTENSIDADE DAS CARGAS APLICADAS NAS AMOSTRAS.

Amostra	Velocidade (mm/min)	Carga (N)
1	0,01	3,3799
2	0,10	6,6923

As forças escolhidas para os ensaios são compatíveis com as forças mastigatórias habituais de humanos.

Os deslocamentos obtidos em cada amostra são apresentados na Figura 36:

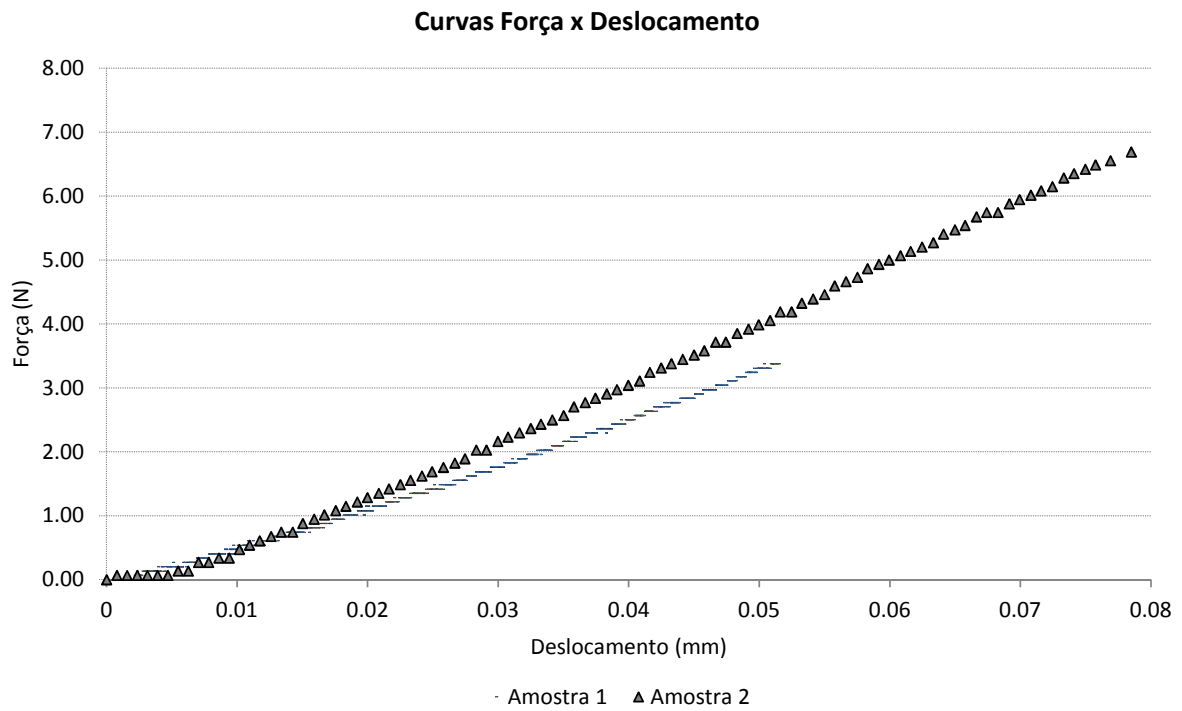


Figura 36- RELAÇÕES FORÇA X DESLOCAMENTO EXPERIMENTAIS.

Notam-se comportamentos sutilmente não-lineares para ambas as amostras, os quais deverão ser representados posteriormente pelo modelo computacional desenvolvido neste trabalho.

4 MODELO COMPUTACIONAL

Este capítulo apresenta a metodologia utilizada para o desenvolvimento do modelo computacional utilizado para a análise estrutural do LPD, inclusive resultados de deslocamentos, tensões e deformações obtidos computacionalmente.

4.1 RECONSTRUÇÃO DE SÓLIDOS

A geometria do periodonto é obtida através da reconstrução de sólidos com o auxílio do *software Amira®* versão de avaliação. A partir das imagens de tomografias de uma mandíbula utilizada no ensaio experimental, a geometria tridimensional é criada (Figura 38).



Figura 38- GEOMETRIA TRIDIMENSIONAL RECONSTRUÍDA.

As estruturas que compõem o periodonto foram reconstruídas separadamente para que fosse possível a aplicação adequada das propriedades constitutivas de cada material.

4.2 DEFINIÇÃO DAS LEIS CONSTITUTIVAS

Cada estrutura orgânica que compõem o periodonto, que são o osso alveolar, LPD, dentina, esmalte e polpa, possui características elásticas diferentes entre si. No entanto, serão adotadas características elásticas somente para a dentina, esmalte e LPD, pois as demais estruturas não serão utilizadas para a análise estrutural deste trabalho (polpa e osso alveolar). A polpa não é modelada por se tratar de uma região de pequena rigidez e sem influência direta na movimentação ortodôntica. O osso alveolar, no entanto, será substituído pela condição de contorno de engaste do LPD.

Para a dentina e o esmalte, são considerados materiais isotrópicos com regimes lineares de trabalho. Os valores do módulos de elasticidade (E) e coeficientes de Poisson (ν) utilizados são compatíveis com os encontrados na literatura atual (JONES M. et al., 2001), (RUDOLPH et al., 2001). Tais valores podem ser verificados na Tabela 15.

Tabela 15- PROPRIEDADES ELÁSTICAS DOS MATERIAIS.

Material	E(MPa)	ν
Esmalte	84100	0,33
Dentina	18600	0,30

Conforme supracitado, para o LPD, o regime de trabalho adotado considera a não-linearidade bimodular, ou seja, foram aplicados comportamentos diferentes quando as barras tracionam e comprimem. Por hipótese, características viscoelásticas são aplicadas às barras submetidas à compressão e características hiperelásticas às barras à tração. Os comportamentos adotados são justificados por fatores histológicos observados no LPD.

O comportamento hiperelástico do LPD foi implementado utilizando-se o modelo *Ogden* disponível no *Abaqus*®. Informações de tensões e deformações que geram uma curva hiperelástica, a qual o material irá obedecer, são fornecidas ao *software* (vide Apêndice A).

Com os dados fornecidos, os parâmetros μ_i , α_i e D_i referentes à formulação do modelo hiperelástico são calculados automaticamente pelo *Abaqus*® (Tabela 16).

Tabela 16- CONSTANTES PARA HIPERELASTICIDADE DO MODELO OGDEN.

N	μ_i	α_i	D_i
1	6.9738	1.2427	0
2	-27.9223	3.0453	0
3	14.8509	4.4862	0
4	6.9571	1.1623	0
5	-0.7309	-3.4706	0
6	0.0092	-5.6017	0

Para acrescentar o comportamento viscoelástico aos elementos de barra sob compressão, foram utilizados os valores das constantes de *Prony* G_i calculados por Ming et al. (2013). Uma vez que a curva de relaxamento depende da temperatura e das características do material, os valores das constantes τ_i foram ajustados até que o comportamento verificado no modelo computacional se aproximasse do comportamento dos ensaios experimentais. Assim, os parâmetros que quantificam a variação do módulo de elasticidade no tempo podem ser verificados na Tabela 17.

Tabela 17- CONSTANTES PRONY.

N	G_i	K_i	τ_i
1	0,155	0	2
2	0,400	0	18
3	0,150	0	90

Onde N significa a ordem da equação do modelo utilizado, que, portanto, é de sexta ordem para hiperelasticidade e de terceira ordem para a viscoelasticidade.

4.3 IMPLEMENTAÇÕES COMPUTACIONAIS

A geometria reconstruída é importada para o *software* comercial de elementos finitos *Abaqus*®, onde são realizadas as análises estruturais.

Para simplificar o modelo objetivando ganhar velocidade na análise, foi gerada uma malha de elementos finitos de casca de quatro nós para a dentina e esmalte. A não utilização de elementos finitos tridimensionais para esses materiais é válida, uma vez que a rigidez do LPD é muito mais baixa que a rigidez da dentina e do esmalte e, por isso, esforços internos aos materiais mais rígidos são nulos para as cargas aplicadas neste estudo. Seguindo o mesmo raciocínio,

a polpa, localizada internamente à dentina, não foi modelada por também não influenciar no comportamento do LPD. Foram utilizados 4045 elementos finitos de casca para compor a malha da dentina e esmalte, denominados pelo *Abaqus*® de *S4R*, sendo que cada elemento possui espessura de $1,0\text{mm}$ e lado aproximado de $0,2\text{mm}$.

O LPD foi modelado com elementos finitos de barra, simulando as fibras principais do tecido. Essa consideração favorece na velocidade de análise pelo *software*, visto que a formulação do elemento de barra é a mais simples dentre as formulações do MEF. Além disso, a utilização desse elemento propiciou a facilidade de implementação da bimodularidade não-linear. Foram criados 4073 elementos finitos de barra de dois nós para compor o LPD, sendo o primeiro nó de cada barra coincidente com um nó da malha da dentina. O segundo nó de cada barra, por sua vez, foi posicionado paralelamente à superfície da dentina a uma distância de $0,5\text{mm}$, que é correspondente com a espessura média do LPD da amostra suína, verificado pelas imagens de tomografia.

Foram adotadas angulações diferentes para o posicionamento das barras de acordo com a Figura 22. Nas regiões onde verificam-se as fibras oblíquas, foi adotada uma angulação de 45° com relação ao eixo z do *Abaqus*®. As demais fibras foram posicionadas perpendicularmente à superfície da dentina. Essa configuração foi possível devido ao *Abaqus*® fornecer dados dos cossenos dos ângulos formados pelo vetor normal de cada elemento finito de casca da dentina e o eixo cartesiano de referência. Assim, por meio de manipulações matemáticas, foi possível determinar as coordenadas do segundo nó de cada elemento de barra do LPD e então conectar o primeiro nó ao segundo. Para a área da seção transversal dos elementos de barra, adotou-se a área média dos elementos finitos de casca da dentina, de modo com que todo o volume compreendido pelo LPD seja completado com o volume compreendido pelos elementos de barra. A malha de elementos finitos gerada para o modelo computacional tridimensional é mostrada na Figura 39.

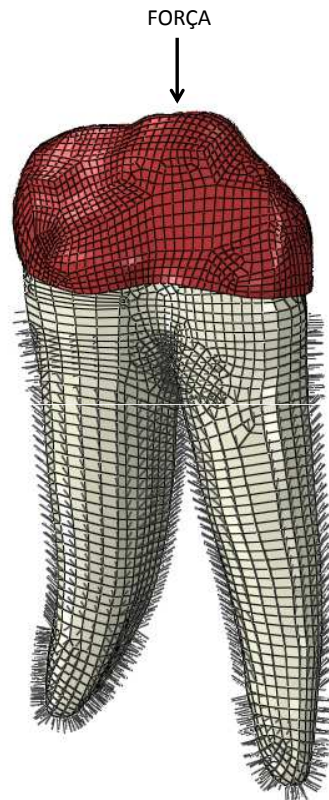


Figura 39- MALHA DE ELEMENTOS FINITOS.

Nas extremidades dos elementos de barra fixadas no osso alveolar foram aplicadas condições de contorno de engaste e nas extremidades fixadas na dentina, ligações rotuladas. Considera-se, portanto, uma estrutura perfeitamente rígida para o osso alveolar.

Devido à dificuldade de se criar manualmente os elementos de barra, um *script* em linguagem de programação *Python* foi desenvolvido para serem criados automaticamente. Para isso, foi realizada a interface *Python* e *Abaqus*® de acordo com *Abaqus Inc.* (2012) (vide Apêndice B).

A bimodularidade no LPD foi implementada selecionando os elementos submetidos à tração para aplicar o comportamento hiperelástico e selecionando os elementos submetidos à compressão para aplicar o comportamento viscoelástico. Para se conhecer *a priori* quais elementos tracionam e quais comprimem, uma análise linear foi realizada no modelo. Houve alguns poucos elementos, posicionados na região da crista alveolar, que durante a análise tiveram o esforço alterado, de compressão para tração. Para esses elementos, adotou-se o comportamento correspondente ao esforço em que estavam submetidos na maior parte do tempo de análise.

Os deslocamentos obtidos nos ensaios experimentais realizados foram aplicados aos

modelos computacionais, ou seja, valores máximos de $0,0514\text{mm}$ para o modelo 1 (referente ao ensaio 1) e $0,0785\text{mm}$ para o modelo 2 (referente ao ensaio 2). O local de aplicação corresponde ao local ocupado pela célula de carga do equipamento EMIC.

4.4 RESULTADOS

Os deslocamentos impostos aos modelos foram aplicados com as mesmas velocidades aplicadas nas amostras dos ensaios experimentais. A Figura 40 mostra os resultados de deslocamentos máximos dos modelos.

Nota-se que a dentina e o esmalte alcançam, em suas totalidades, os valores máximos de deslocamentos impostos aos modelos. Esse resultado é justificado pelo fato de que esses materiais possuem propriedades elásticas muito mais rígidas do que o LPD e, por isso, não são observadas deformações. Considera-se, portanto, que o conjunto formado pela dentina e esmalte é um material perfeitamente rígido para as condições de contorno aplicadas nos modelos deste trabalho, sendo somente o LPD o tecido responsável pela movimentação ortodôntica.

Como o objeto de análise deste trabalho é o comportamento do LPD, resultados das simulações computacionais somente dos elementos de barra são apresentados para melhor visualização das mesmas.

Através da Figura 41, é possível verificar resultados de deslocamentos máximos nas extremidades das fibras do LPD conectadas à dentina, e deslocamentos nulos na extremidade conectada ao osso alveolar devido à condição de contorno de engaste aplicada.

A Figura 42 mostra as tensões máximas absolutas do LPD. Verifica-se que as barras nos terços médio e cervical da raiz estão sob tração, e as barras no terço apical sob compressão em grande parte.

Os respectivos resultados de deformações são apresentados na Figura 43. Como já era previsto, as maiores deformações de encurtamento são detectadas na região apical da raiz e de alongamento nas regiões dos terços médio e cervical.

Pelos resultados observados, a inclinação adotada nas fibras oblíquas é de suma importância, pois, devido à ela, verificou-se uma distribuição uniforme de esforços nas barras.

Características referentes à não-linearidade do material são gerados pelo *software* a partir dos dados de testes informados pelo usuário. As curvas de relaxamento e fluência do comportamento viscoelástico e a curva hiperelástica são apresentadas nas Figuras 44, 45 e 46, respectivamente.

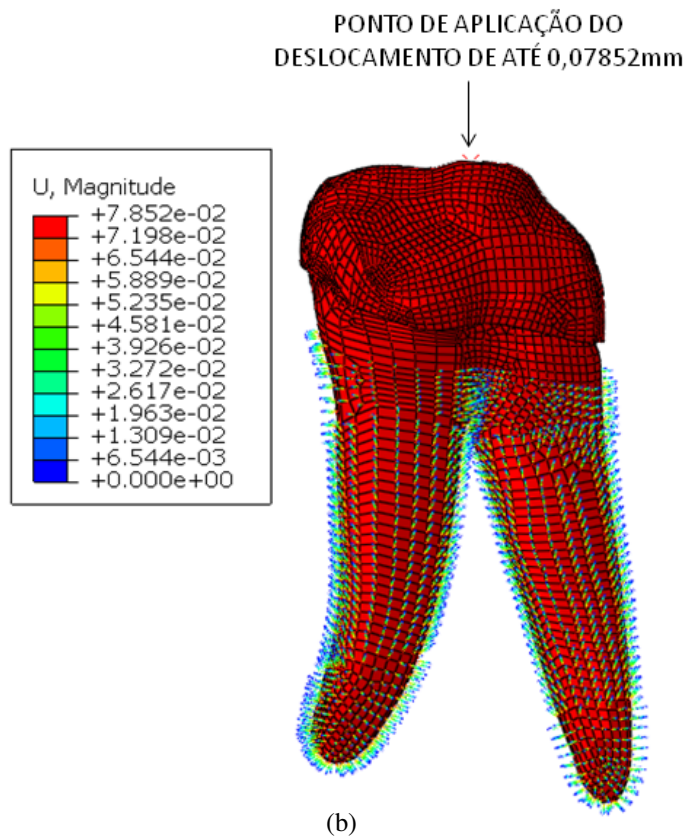
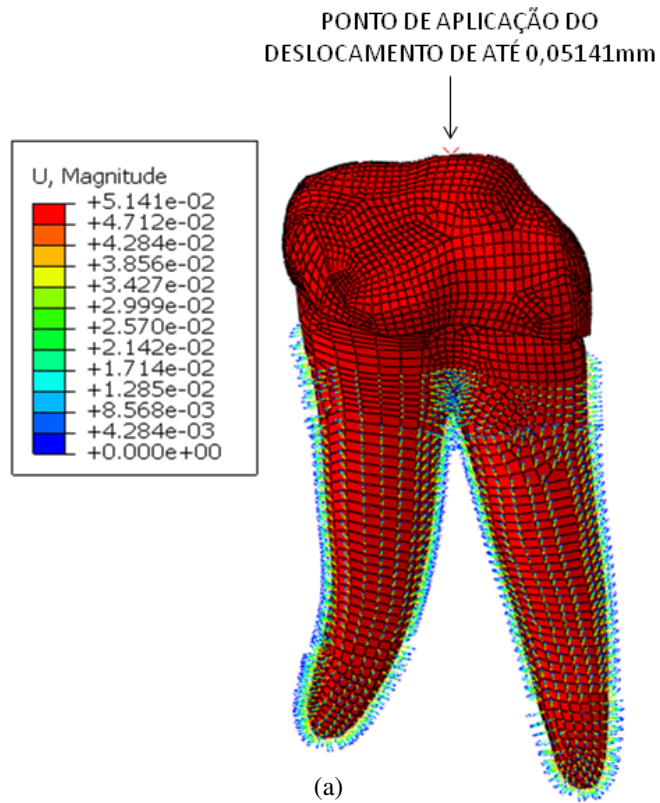


Figura 40- (a) DESLOCAMENTO IMPOSTO AO MODELO NO ENSAIO 1; (b) DESLOCAMENTO IMPOSTO AO MODELO NO ENSAIO 2.

A relação Tensão Normalizada x Tempo, mostrada na Figura 44, mostra como a tensão aplicada no LPD, sujeito a uma deformação constante, diminui com o tempo. A tensão normali-

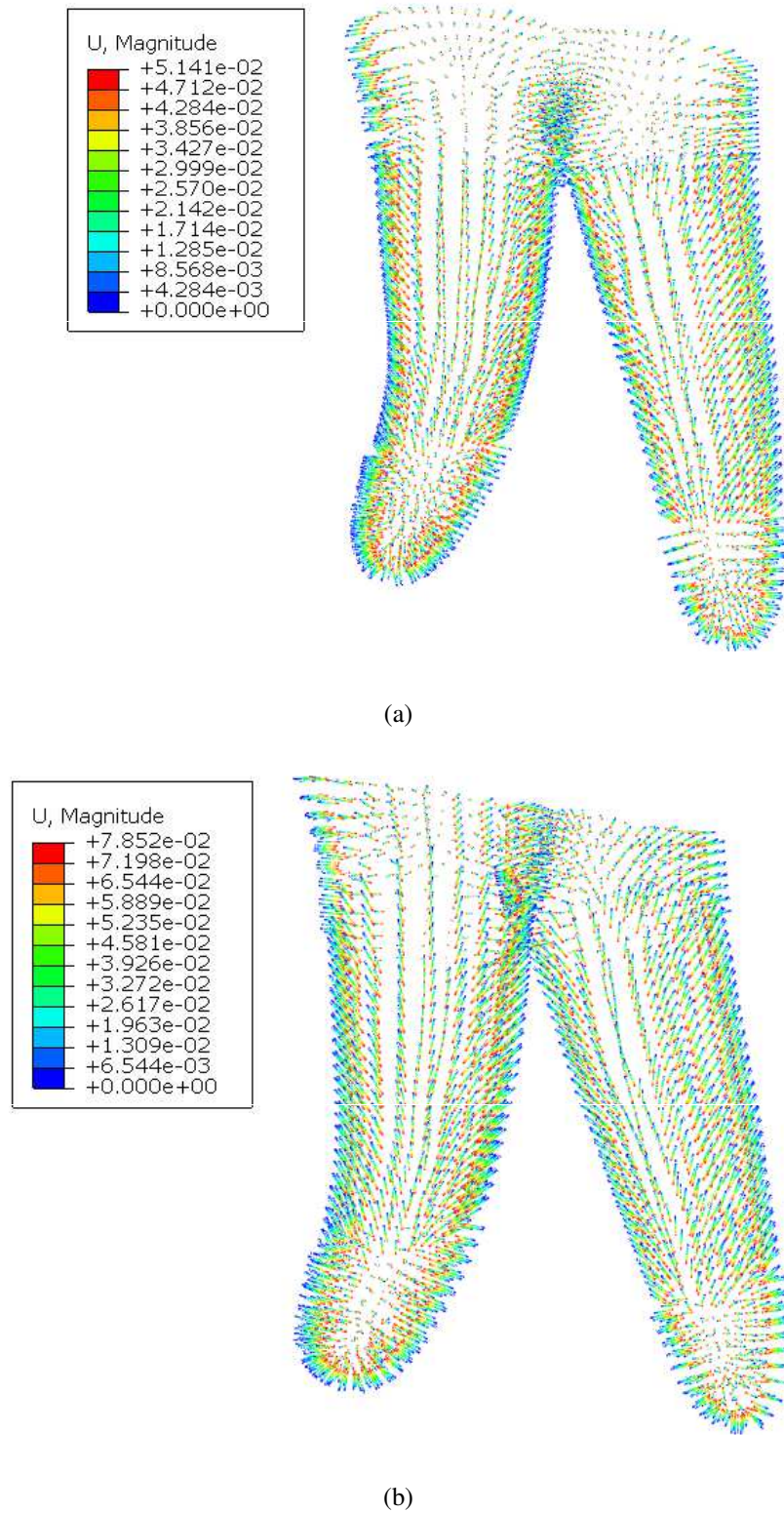
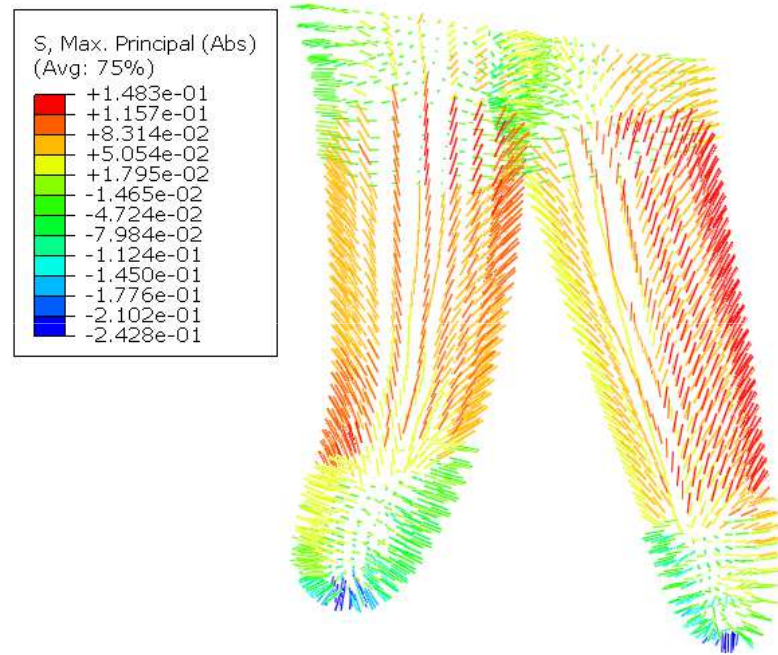
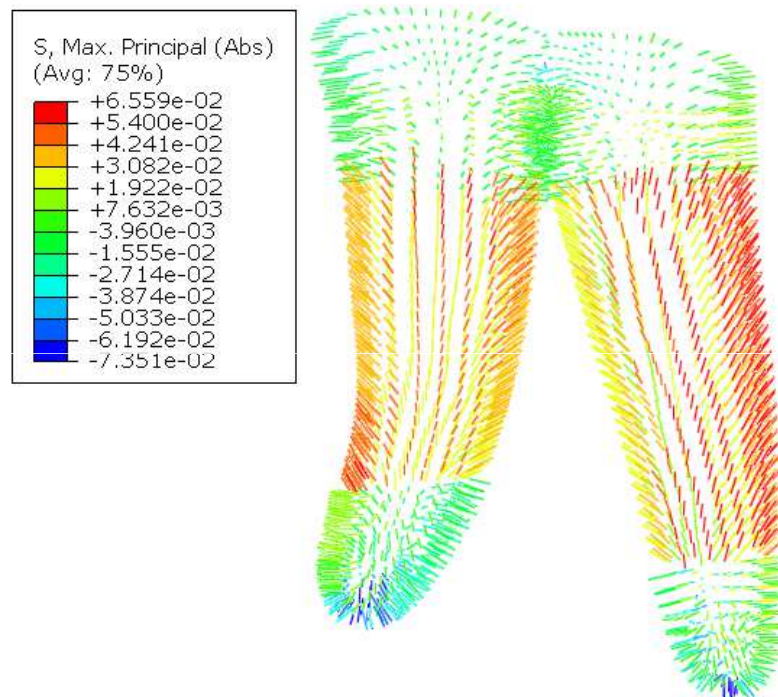


Figura 41- (a) DESLOCAMENTOS DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) DESLOCAMENTOS DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.

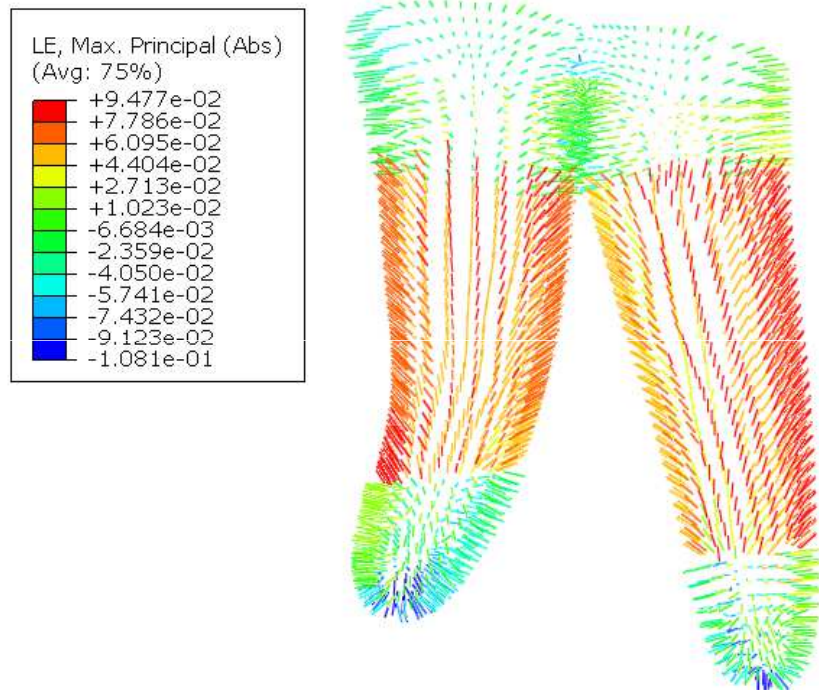


(a)

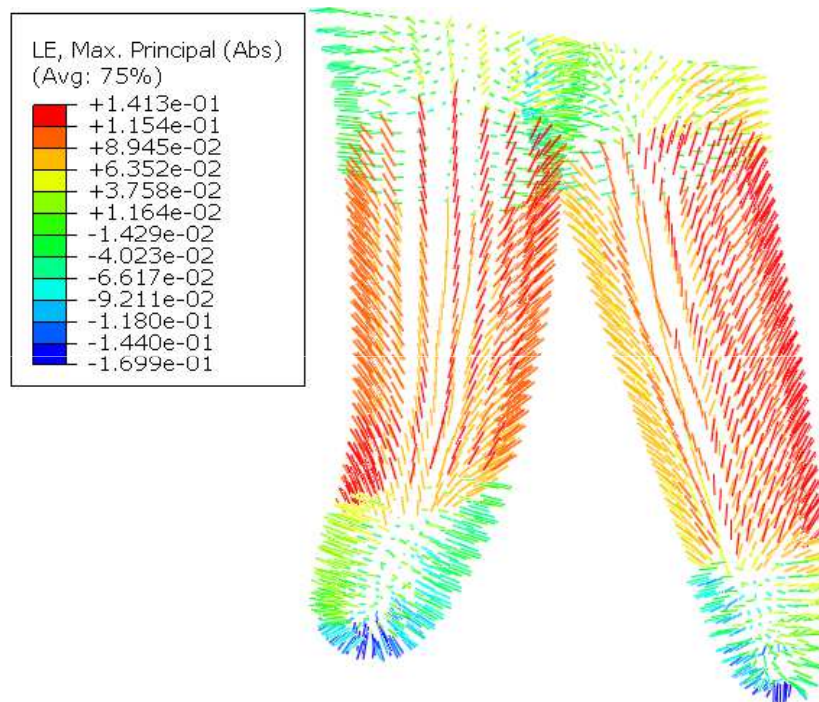


(b)

Figura 42- (a) TENSÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) TENSÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.



(a)



(b)

Figura 43- (a) DEFORMAÇÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 1; (b) DEFORMAÇÕES DO LPD SIMULANDO O ENSAIO 2.

zada é expressa em porcentagem da tensão inicial, ao fim de um determinado período de tempo.

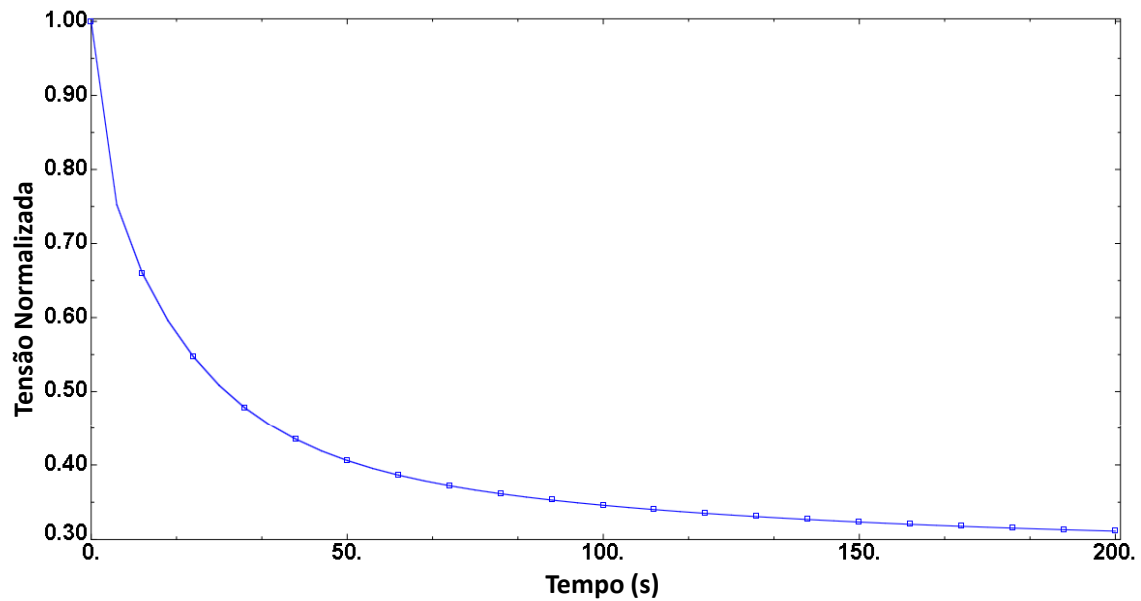


Figura 44- CURVA DE RELAXAMENTO.

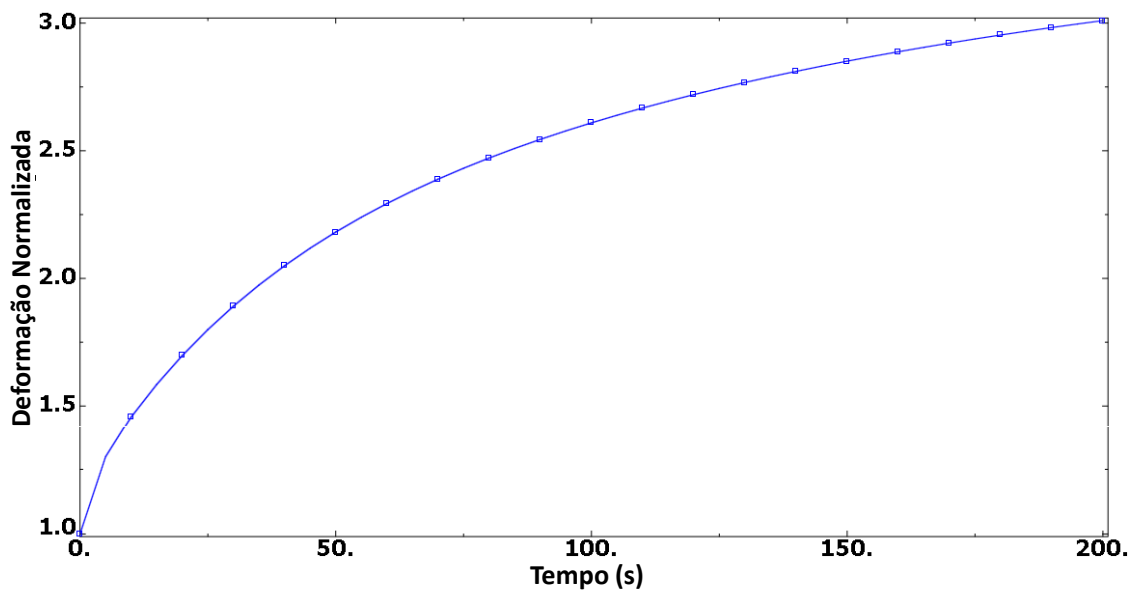


Figura 45- CURVA DE FLUÊNCIA.

A Deformação Normalizada em função do tempo, mostrada na Figura 45, mostra o quanto a deformação do LPD aumenta com o tempo quando submetido a uma tensão constante. A deformação é expressa em porcentagem da deformação inicial, ao fim de um determinado

período de tempo.

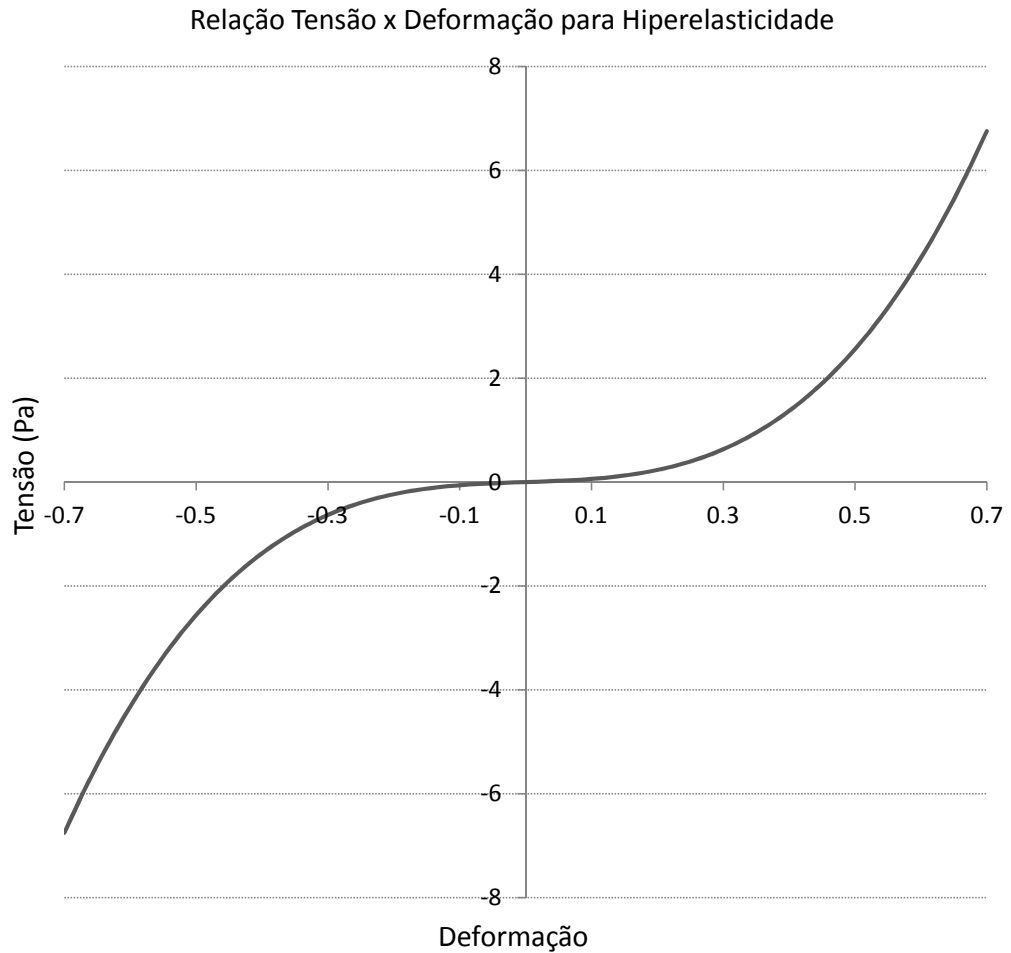


Figura 46- CURVA DO COMPORTAMENTO HIPERELÁSTICO.

A curva hiperelástica do LPD, apresentado na Figura 46, é gerada a partir dos dados de tensão e deformação informados ao *software*. Com esses dados de entrada, os coeficientes do modelo *Ogden* são calculados automaticamente e, com eles, a curva definitiva do comportamento hiperelástico é finalmente criada.

5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Este capítulo tem o objetivo de analisar os resultados obtidos nos ensaios experimentais e modelo computacional desenvolvido no *software Abaqus*.

A análise dos resultados se dará observando-se os valores das forças reativas nos locais onde os deslocamentos foram aplicados ao modelo e comparando-as com as forças obtidas nos ensaios experimentais.

Os valores de forças e deslocamentos armazenados durante a simulação computacional, conforme esperado, geraram comportamentos não-lineares representados por curvas. Tais comportamentos são comparados com as curvas obtidas experimentalmente (Figuras 48 e 49):

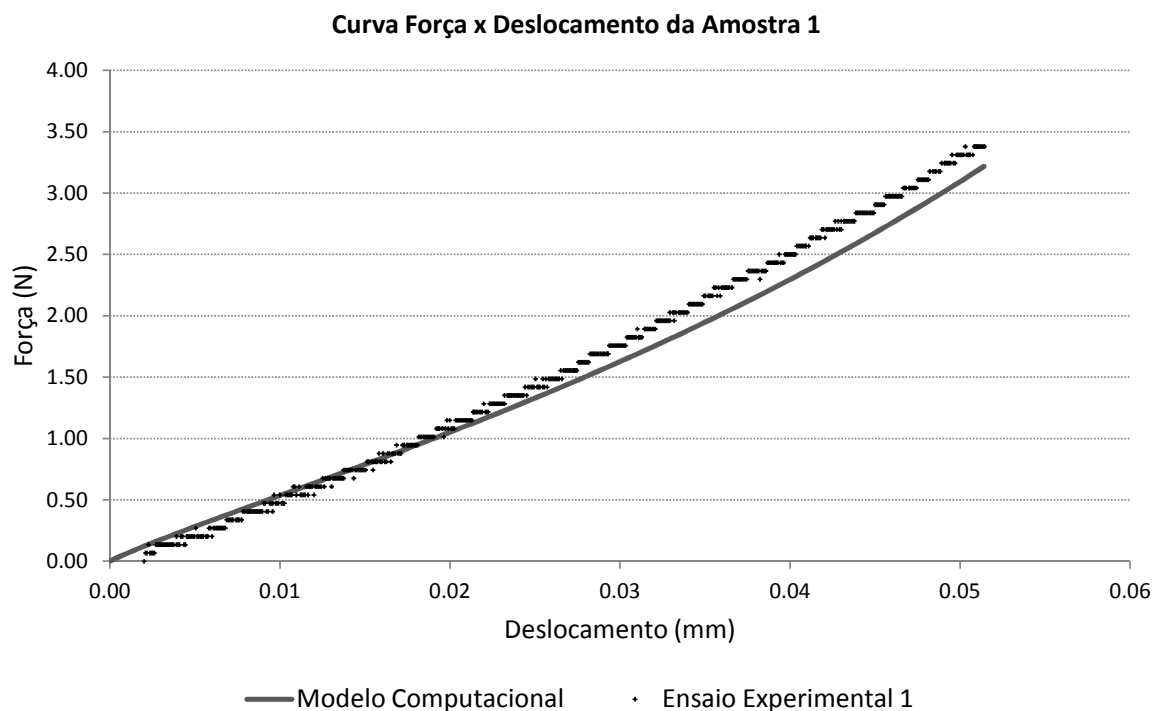


Figura 48- MODELO COMPUTACIONAL X ENSAIO EXPERIMENTAL 1.

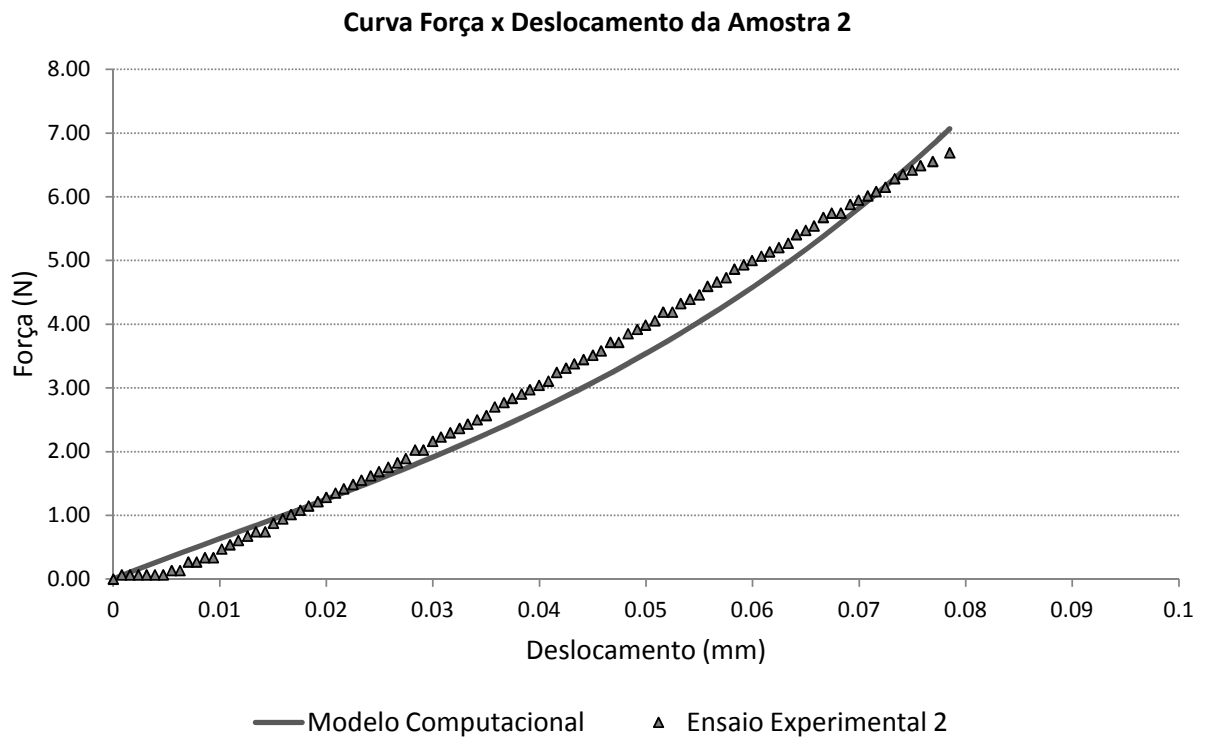


Figura 49- MODELO COMPUTACIONAL X ENSAIO EXPERIMENTAL 2.

A correlação entre o modelo computacional e os ensaios experimentais foi efetuada a fim de validar o modelo computacional desenvolvido. As Tabelas 19 e 20 mostram, tanto para o ensaio e modelo 1 quanto para o ensaio e modelo 2, comparações entre os valores de força relativa obtidos para 10 (dez) passos de deslocamento ao longo das curvas obtidas.

Tabela 19- COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS EXPERIMENTAIS E COMPUTACIONAIS 1.

Passo	Modelo 1	Ensaio 1	Var (%)
1	0,4189	0,3379	19
2	0,5481	0,5002	9
3	0,8093	0,7697	5
4	1,0811	1,1492	-6
5	1,3691	1,4233	-4
6	1,6781	1,8252	-9
7	2,0129	2,2308	-11
8	2,3780	2,6092	-10
9	2,7780	2,9743	-7
10	3,2177	3,3799	-5

Tabela 20- COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS EXPERIMENTAIS E COMPUTACIONAIS 2.

Passo	Modelo 2	Ensaio 2	Var (%)
1	0,7403	0,6117	17
2	0,9814	0,9306	5
3	1,4782	1,5755	-7
4	2,0124	2,2809	-13
5	2,60355	2,9863	-15
6	3,2701	3,7179	-14
7	4,0310	4,4578	-11
8	4,9055	5,2308	-7
9	5,9111	6,0039	-2
10	7,0664	6,6923	5

No quadro comparativo da Tabela 19 verificou-se um desvio máximo absoluto de 19% e mínimo de 4% entre as curvas do ensaio experimental e modelo computacional, sendo a média absoluta dos desvios calculados igual a 8%. No quadro comparativo da Tabela 20, o desvio máximo encontrado foi de 17% e mínimo de 2% entre as curvas do ensaio experimental e modelo computacional, sendo a média dos desvios igual a 9%.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÃO

A proposta deste trabalho vem de acordo com os estudos mais recentes sobre o comportamento mecânico do LPD. Assim como verificado por Huang et al. (2016), Bosiakov et al. (2015), Papadopoulou et al. (2013) e Ming et al. (2013), o regime de trabalho viscoelástico demonstrou ser adequado para simular o comportamento do LPD à compressão, pelo fato de que o mesmo exerce uma resistência hidráulica quando submetido a compressão. Características hiperelásticas, como as adotadas por Natali et al. (2004), também representaram de forma satisfatória o comportamento mecânico do LPD à tração, situação em que a resistência hidráulica não se opõem às forças externas. A implementação simultânea de dois regimes de trabalho distintos sugerida nesta dissertação teve o intuito de caracterizar de forma mais aproximada a resposta biomecânica do movimento ortodôntico.

Portanto, o modelo computacional para a análise comportamental do LPD sob carregamentos específicos considerando a não-linearidade bimodular do LPD foi desenvolvido e a utilização do *software* de análise estrutural *Abaqus*® foi propícia por permitir a implementação dos comportamentos desejados. Os resultados obtidos computacionalmente correlacionaram-se de forma satisfatória com os observados nos ensaios experimentais, visto que os desvios médios absolutos encontrados foram de 8% e 9% (referindo-se ao modelo 1 e modelo 2, respectivamente), valores considerados aceitáveis para análises numéricas.

As amostras *ex vivo* obtidas pelo frigorífico Bizinelli® mostraram-se adequadas para a utilização nos ensaios experimentais realizados. A metodologia utilizada nos ensaios para a obtenção de resultados também demonstrou ser satisfatória. Com as forças reativas detectadas na célula de carga do equipamento de teste EMIC a cada passo de deslocamento imposto à amostra, foi possível escrever as curvas de força em função do deslocamento, sendo essas forças compatíveis com as mastigatórias. Vale salientar que as características comportamentais encontradas no LPD são referentes somente às amostras ensaiadas, pois, por se tratar de materiais biológicos, suas propriedades podem sofrer grandes mudanças em seu tecido em função de fatores como idade, temperatura, tempo de espera desde o abatimento, entre outros.

As imagens de tomografia dos dentes ensaiados foram suficientemente precisas para a fiel reconstrução volumétrica do dente pré-molar inferior suíno utilizado no ensaio experimen-

tal. Com o auxílio do *software Amira*® foi possível identificar de maneira clara os diferentes materiais que compõem o periodonto.

Mesmo entre os modelos computacionais desenvolvidos, há uma busca crescente na redução de custo, que, para o caso das simulações, é atribuído ao tempo gasto com a execução da análise. O modelo proposto neste trabalho teve uma grande vantagem com relação a esse aspecto, pois, mesmo utilizando um modelo tridimensional, a análise procedeu-se de forma rápida quando comparado com um modelo similar proposto por (BUENO et al., 2015), o qual adotou a mesma quantidade de elementos finitos, porém tetraédricos para todas as estruturas do periodonto (com exceção da polpa, que não foi considerada para o modelo deste trabalho). Considerando as mesmas condições e capacidade do computador utilizado para trabalhar na análise, o tempo gasto foi de cerca de oito vezes menor. Essa eficácia é justificada pelo fato de a dentina e o esmalte terem sido simplificados com elementos de casca e pelo LPD ter sido representado por elementos de barra, cuja formulação é simplificada quando comparada com elementos finitos tridimensionais.

Além da velocidade de análise, uma outra vantagem verificada pela utilização de elementos de barra para simular as fibras do LPD foi a facilidade da implementação da bimodularidade não-linear do material. Com os elementos trabalhando apenas na direção axial, os elementos submetidos aos esforços de tração foram visualmente identificados para atribuir características hiperelásticas e os elementos submetidos aos esforços de compressão para atribuir características viscoelásticas.

O desenvolvimento do *script* para a criação automática dos elementos de barra mostrou ser importante para a definição correta do comprimento e inclinação das fibras do LPD. A partir de informações fornecidas pelo *Abaqus*® sobre as coordenadas nodais e dos vetores normais da malha, foi possível alocar de forma precisa a coordenada do segundo nó de cada barra criada. Além disso, a automatização desse processo evitou onerar o tempo gasto com o desenvolvimento da geometria do modelo.

Por fim, para a análise da movimentação ortodôntica, o modelo computacional proposto foi validado, podendo, portanto, ser utilizado para condições de carregamento similares às aplicadas neste estudo, ou seja, cargas compatíveis com as forças mastigatórias. Para os demais casos de carregamento, principalmente aqueles de maiores intensidades, faz-se necessário um estudo mais aprofundado e o modelo deve ser adaptado incluindo, por exemplo, o efeito de remodelamento do osso alveolar e a utilização de elementos finitos tridimensionais para a dentina, esmalte e polpa.

É importante lembrar que o usuário da ferramenta computacional deve necessaria-

mente possuir pleno conhecimento teórico sobre o assunto, além de saber manipular adequadamente as ferramentas disponíveis nos *softwares* de análise estrutural, as quais possibilitam que diversas variáveis possam ser agregadas ao modelo a ser analisado. Caso contrário, resultados distorcidos e incoerentes podem ser gerados e, por fim, contribuem para uma análise errônea e de resultados não realísticos. Por isso, estudos que aproximam modelos computacionais de ensaios experimentais se fazem necessários para estabelecer a confiança com que o usuário desenvolve os modelos computacionais, pois possibilita a obtenção do comportamento biomecânico real do material em análise.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Realização de ensaios experimentais com cargas trativas e oblíquas, inclusive de maiores intensidades para validação do modelo computacional proposto;
- Realização de ensaios experimentais para obtenção dos parâmetros de viscoelasticidade (curvas de relaxamento e fluência);
- Inclusão do osso alveolar para o estudo dos efeitos de remodelamento ósseo durante a movimentação ortodôntica;
- Inclusão da análise elastoplástica para a obtenção do novo posicionamento do dente devido à deformação permanente;

REFERÊNCIAS

ABAQUS INC. **Abaqus User's Manual 6.13-4**. [S.l.], 2010.

ABAQUS INC. **Scripting User's Manual 6.12**. [S.l.], 2012.

AMMAR, H. H. et al. Three dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 139, p. 59–71, 2010. ISSN 0889-6106.

AUSTRELL, P. E.; KARI, L. **Constitutive Models for Rubber IV**. 1. ed. [S.l.]: A. A. Balkema Publishers, 2005. ISBN 0415383463.

BALOGH, B. M.; FEHRENBACH, M. J. **Illustrated Dental Embryology, Histology, and Anatomy**. 9. ed. [S.l.]: Copyright, 2011. ISBN 978-1-4377-1730-3.

BALOGH, B. M.; FEHRENBACH, M. J. **Anatomia, Histologia e Embriologia dos Dentes e Estruturas Orofaciais**. 3. ed. [S.l.]: Copyright, 2012. ISBN 978-85-352-4736-7.

BARDAUIL, M. R. R. S. **Análise ex vivo de Cortes Apicais de Dentes Humanos em 3D Empregando Microtomografia Computadorizada**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil, 2010.

BATHE, K. J. **Finite Element Procedures in Engineers Analysis**. 1. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 1982. ISBN 0-13-317305-4.

BERGOMI, M.; CUGNONI, J.; WISKOTT, H. The role of the fluid phase in the viscous response of bovine periodontal ligament. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1146–1152, 2010.

BISCHOFF, J. Viscoelasticity - constitutive response of tissue at large strain rates. **Mechanics of Biomaterials**, v. 274, 2002.

BOSIAKOV, S. M. et al. Viscoelasticity of periodontal ligament: an analytical model. **Mechanics of Advanced Materials and Moder Processes**, v. 7, n. 1, p. 1–11, 2015.

BUENO, S. G. et al. Global comparison of orthodontic movement between a simplified computational model and experimental measurements of a swine tooth. **XXXVI Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering**, 2015. ISSN 2178-4949. Disponível em: <<http://www.swge.inf.br/proceedings/CILAMCE2015>>.

CALLISTER, J. W. D. **Materials Science and Engineering**. 7. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 2007. ISBN 2005054228.

CARRANZA, F. A. et al. **Periodontia Clínica**. 11. ed. [S.l.]: Copyright, 2012. ISBN 978-85-352-4540-0.

CATTANEO, P. M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: A tool to study orthodontic tooth movement. **J Dent Res**, v. 84, n. 5, p. 428–433, 2005.

- CHEN, T. Determining a prony series for a viscoelastic material from time. **US Army Research Laboratory**, 2000. ISSN 23681-2199.
- CHIBA, M. et al. In vitro measurement of regional differences in the mechanical properties of the periodontal ligament in the rat mandibular incisor. **Archs oral Biol.**, v. 35, n. 2, p. 153–161, 1990. ISSN 0003-9969.
- COOK, R. D. **Finite Element Modeling for Stress Analysis**. 1. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 1995. ISBN 94-34421.
- DOROW, C.; KRSTIN, N.; SANDER, F. G. Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament. **Journal of Orofacial Orthopedics**, v. 63, n. 2, p. 94–104, 2001.
- DUARTE, C. A. **Cirurgia Periodontal: Pré-protética, Estética e Peri-implantar**. 3. ed. [S.l.]: Copyright, 2009.
- FERREIRA, V. F. **Ortodontia - Diagnóstico e Planejamento Clínico**. 7. ed. [S.l.: s.n.], 2008. ISBN 9788574040035.
- FIELD, C. et al. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 135, n. 2, p. 135–174, 2006. ISSN 0889-5406.
- FILL, T. S. et al. Analytically determined mechanical properties of and models for the periodontal ligament. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 9–16, 2012. ISSN 0021-9290. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/jbiomech>.
- HUANG, L. et al. Mechanoresponsive properties of the periodontal ligament. **Journal of Dental Research**, v. 47, p. 1–9, 2016.
- HUMBERTO, L. S. **Método de Elementos Finitos em Análise de Estruturas**. 1. ed. [S.l.]: Copyright, 2003. ISBN 85-314-0730-3.
- IWASAKI, L. R. et al. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 117, n. 2, p. 175–183, 2000. ISSN 0889-5406.
- JONES M., L. et al. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. **Journal of Orthodontics**, v. 28, p. 29–38, 2001. ISSN 0301-228X.
- KANTARCI, A.; WILL, L.; YEN, S. **Tooth Movement**. 18. ed. [S.l.]: Karger AG, P. O. Box, CH-4009 Basel, 2016. ISBN 978-3-318-05479-8.
- KAWARIZADEH, A.; BOURAUUEL, C.; JAGER, A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. **European Journal of Orthodontics**, v. 25, n. 6, p. 569–578, 2003.
- KOHNO, T. et al. Experimental tooth movement under light orthodontic forces: Rates of tooth movement and changes of the periodontium. **Journal of Orthodontics**, v. 29, p. 129–135, 2002.
- KORHONEN, R. K.; SAARAKKALA, S. **Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues, Theoretical Biomechanics**. [S.l.]: Intechopen, 2010. ISBN 978-953-307-851-9.

LINDHE, J. **Tratado de Periodontia Clínica e implantologia Oral**. 5. ed. [S.l.]: Copyright, 2010. ISBN 9788527716222.

MANDEL, U.; DALGAARD, P.; VIIDEK, A. A biomechanical study of the human periodontal ligament. **Biomechanics**, v. 19, n. 8, p. 637–645, 1986. ISSN 0021-9290.

MING, Z. S. et al. Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with non-linear finite element analysis. **Journal of Dental Sciences**, v. 8, p. 121–128, 2013. ISSN 0021-9290. Disponível em: <www.sciencedirect.com>.

MORAES, H. A. Reações teciduais frente á movimentação ortodôntica. Notas de aula da Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic. Maio 2012.

MRZEZO. **Pocketdentistry Fastest Clinical Dentistry Insight Engine**. 2015. Disponível em: <<http://pocketdentistry.com/9-periodontal-anatomy/>>.

MURTHY, A. N. C. K. **Application of Visco-hiperelastic Devices in Structural Response Control**. Dissertação (Mestrado) — Virginia Polytechnic Institute and State University, Virginia, USA, 2005.

NATALI, A. N. **Dental Biomechanics**. 1. ed. [S.l.: s.n.], 2003. ISBN 0-203-51484-X.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; SCARPA, C. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. **Dental Materials**, v. 20, p. 623–629, 2004. ISSN 0109-5641. Disponível em: <www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema>.

NELSON, S. J.; ASH, M. M. **Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion**. 9. ed. [S.l.]: Copyright, 2010. ISBN 978-1-4160-6209-7.

NEWMAN, M. G. et al. **Clinical Periodontology**. 12. ed. [S.l.]: Copyright, 2014. ISBN 978-0-323-18824-1.

PANAGIOTOPOULOU, O.; KUPCZIK, K.; COBB, S. N. The mechanical function of the periodontal ligament in the macaque mandible: a validation and sensitivity study using fea. **Journal of Anatomy**, v. 218, p. 75–86, 2011.

PAPADOPOULOU, K. et al. Biomechanical time dependency of the periodontal ligament: a combined experimental and numerical approach. **European Journal of Orthodontics**, v. 35, p. 811–818, 2013.

PILON, J. G. M.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M.; MALTHA, J. C. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. an experimental study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 110, n. 1, p. 16–23, 1996. ISSN 0889-5406.

POPPE, M.; BOURAUUEL, C.; JAGER, A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy. **Journal of Orofacial Orthopedics**, v. 63, n. 5, p. 358–370, 2001.

PROVATIDIS, C. G. A comparative fem-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the pdl. **Medical Engineering Physics**, v. 22, p. 359–370, 2000. ISSN 1350-4533.

QIAN, H.; CHEN, J.; KATONA, T. R. The influence of pdl principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 120, n. 3, p. 272–279, 2001. ISSN 0889-5406.

QIAN L.; TODO, M. M. Y. M. Y.; KOYANO, K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity periodontal ligament. **Dental Materials**, v. 25, p. 1285–1292, 2009. ISSN 0109-5641. Disponível em: <www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema>.

REES, J. S.; JACOBSEN, P. H. Elastic modulus os the periodontal ligament. **Biomaterials**, v. 18, p. 995–999, 1997. ISSN 0142-9612.

RIBEIRO, J. et al. Determinação do campo de deslocamentos de tecidos biológicos hiperelásticos. **Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecânica**, v. 16, n. 1, p. 33–49, 2012.

RUDOLPH, D. J.; WILLES M., G.; SAMESHIMA, G. T. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. **Angle Orthodontist**, v. 71, n. 2, p. 127–131, 2001.

SCHAPERLY, R. A. Nonlinear viscoelastic solids. **International Journal of Solids and Structures**, v. 37, p. 359–366, 2000.

SOUZA, M. A.; CENTENO, T. M.; PEDRINI, H. Integrando reconstrução 3d de imagens tomográficas e prototipagem rápida para fabricação de modelos médicos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 19, n. 2, p. 103–115, 2003. ISSN 1517-3151.

TANNE, K.; INOUE, Y.; SAKUDA, M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. **The Angle Orthodontist**, v. 65, n. 2, p. 123–128, 1993.

TANNE, K.; SAKUDA, M.; BURSTONE, C. J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. **American Journal of Orthodontic Dentofacial and Orthopedic**, v. 92, n. 6, p. 499–505, 1987.

TANNE, K. et al. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. **British Journal of Orthodontics**, v. 25, p. 109–115, 1998. ISSN 0301-228X.

TOMS, S. R. et al. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 1411–1415, 2002. ISSN 0021-9290.

TOMS S. RAND EBERHARDT, A. W. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 123, n. 6, p. 657–665, 2003. ISSN 0889-5406.

TUNA, M.; SUNBULOGLU, E.; BOZDAG, E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: A validated nonlinear contact model. **Biomechanics**, v. 47, p. 2883–2890, 2014. ISSN 0021-9290. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/jbiomech>.

VILELLA, O. V. O desenvolvimento da ortodontia no brasil e no mundo. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 12, n. 6, p. 131–156, 2007.

WANG, C. Y. et al. Tension/compression viscoelastic behaviors of the periodontal ligament. **Journal of the Formosan Medical Association**, v. 111, p. 471–481, 2012. ISSN 0929-6646. Disponível em: <www.jfma-online.com>.

WANG, C. Y. et al. Biomechanics of a bone-periodontal ligament-tooth fibrous joint. **Biomechanics**, v. 46, p. 443–449, 2013. ISSN 0021-9290. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/jbiomech>.

WILLIAMS, R. R.; EDMUNDSON, J. T. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. **Biomaterials**, p. 347–351, 1984. ISSN 0142-9612.

YOSHIDA, N. et al. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. **Medical Engineering and Physics**, v. 23, p. 567–572, 2001. ISSN 1350-4533.

APÊNDICE A – DADOS DA CURVA HIPERELÁSTICA FORNECIDOS AO ABAQUS

Neste anexo são apresentados os dados de tensões e deformações fornecidos ao *software* de análise estrutural para o ajuste da curva hiperelástica utilizando o modelo Ogden.

Tensão (MPa)	Deformação
-8.000	-0.7
-5.867	-0.665
-4.667	-0.631
-3.733	-0.597
-3.067	-0.563
-2.533	-0.529
-1.867	-0.461
-1.600	-0.426
-1.333	-0.392
-1.067	-0.358
-0.800	-0.290
-0.373	-0.153
-0.106	-0.0512
0.106	0.051
0.373	0.153
0.800	0.290
1.067	0.358
1.333	0.392
1.600	0.426
1.867	0.461
2.533	0.529
3.067	0.563
3.733	0.597
4.667	0.631
5.867	0.665
8.000	0.700

APÊNDICE B – SCRIPT PARA GERAÇÃO DOS ELEMENTOS DE BARRA DO LPD

Neste anexo é apresentado o script criado para a geração automática dos elementos de barra através da interface *Python e Abaqus*:

“““ALGORITMO PRINCIPAL: CRIA ELEMENTOS DE BARRA A PARTIR DE CADA NÓ DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS DA DENTINA ATÉ O OSSO ALVEOLAR, A FIM DE SIMULAR AS FIBRAS PRINCIPAIS DO LIGAMENTO PERIODONTAL.

DADOS DE ENTRADA:

- STRING DO DIRETÓRIO E NOME DO ARQUIVO .INP GERADO PELO ABAQUS;
- STRING DO TÍTULO DO ARQUIVO .INP ONDE SE INICIA A ENUMERAR CADA NÓ DE COMPÕE O SET EM QUESTÃO;
- STRING DO TÍTULO DO ARQUIVO .INP ONDE TERMINA A ENUMERAR CADA NÓ DE COMPÕE O SET EM QUESTÃO;
- STRING DO TÍTULO DO ARQUIVO .INP ONDE SE INICIAM AS LINHAS CONTENDO OS NÚMEROS DOS NÓS COM AS RESPECTIVAS COORDENADAS X, Y E Z DO SET EM QUESTÃO. OBS: DESCONSIDERAR A LINHA ”*NODE”;
- STRING DO TÍTULO DO ARQUIVO .INP ONDE TERMINAM AS LINHAS CONTENDO OS NÚMEROS DOS NÓS COM AS RESPECTIVAS COORDENADAS X, Y E Z DO SET EM QUESTÃO. ””””

```
from abaqus import *
```

```
from abaqusConstants import *
```

```
session.journalOptions.setValues(replayGeometry=INDEX)
```

```
from assembly import *
```

```
backwardCompatibility.setValues(includeDeprecated = True, reportDeprecated = False)
```

```
import sketch
```

```
import part
```

CRIA O ARQUIVO .TXT DE COORDENADAS E VETORES NORMAIS DOS NÓS DA MALHA DA DENTINA:

```
f = open('D:Ligamento_Barras_Shell_E_024MPa-Copy7.inp', 'r')
g = open('output_nos_dentina_perpendiculares.txt', 'w')
for skippable_line in f:
    if 'Nset, nset=inclinado, instance=Montagem_13-4-1' in skippable_line:
        break
    for line in f:
        if '*Nset, nset=_PickedSet33, internal, instance=Montagem_13-5-1,' in line:
            break
        else:
            g.write("t".join(line.split()) + " n")
    f.close() g.close()
f = open('output_nos_dentina_perpendiculares.txt', 'r')
g = open('output_nos_dentina_perpendiculares_sem_virgulas.txt', 'w')
for line in f.readlines():
    if line.strip():
        line = line.replace(","," ")
        g.write("".join(line.split()[1:]) + " n")
    f.close()
    g.close()
f = open('D:Barras_Input_texto.txt', 'r')
g = open('linhas_barras_input_perpendiculares.txt', 'w')
for skippable_line in f:
    if 'N O D E D E F I N I T I O N S' in skippable_line:
        break
```

```

for line in f:
    if 'NORMAL DEFINITIONS' in line:
        break
    else:
        g.write("t".join(line.split()) + "n")
f.close()
g.close()
with open('linhas_barras_input_perpendiculares.txt', 'r') as fin:
    data = fin.read().splitlines(True)
with open('linhas_barras_input_perpendiculares.txt', 'w') as fout:
    fout.writelines(data[3:])
itens = open('output_nos_dentina_perpendiculares_sem_virgulas.txt').read().split()
arr = [int(i) for i in itens]
f = open('linhas_barras_input_perpendiculares.txt', 'r+')
linenums = arr
s = [y for x, y in enumerate(f) if x not in [line for line in linenums]]
f.seek(0)
f.write("".join(s))
f.truncate(f.tell())
f.close()
entrada = open('linhas_barras_input_perpendiculares.txt', 'r')
saida = open('output_coord_set_node_perpendiculares.txt', 'w')
for line in entrada.readlines():
    if line.strip():
        saida.write("t".join(line.split()[1:]) + "n")
entrada.close()

```

```

saida.close()

# CRIA OS ELEMENTOS DE BARRA DO PDL (PERPENDICULARES):

myModel = mdb.models['Model_E.024_Shell-Copy7']

mySketch = myModel.ConstrainedSketch(name = 'Sketch A', sheetSize = 200.0)

xyCoords = ((0., 0.), (0.5, 0.))

mySketch.Line(point1 = xyCoords[0], point2 = xyCoords[1])

myPart = myModel.Part(name = 'Part-barra_teste', dimensionality = THREE_D, type
= DEFORMABLE_BODY)

values = open('output_coord_set_node_perpendiculares.txt').read().split()

arr_coord = [float(i) for i in values]

for i in range(0, len(arr_coord), 6):

    myPart.WirePolyLine(mergeWire = OFF, meshable = ON, points = (((arr_coord[i],
arr_coord[i + 1], arr_coord[i + 2]),(0.5 * arr_coord[i + 3] + arr_coord[i], 0.5 * arr_coord[i +
4]+arr_coord[i + 1], 0.5 * arr_coord[i + 5] + arr_coord[i + 2])), ))

# CRIA OS ELEMENTOS DE BARRA DO PDL (INCLINADOS):

myModel = mdb.models['Model_E.024_Shell-Copy7']

mySketch = myModel.ConstrainedSketch(name = 'Sketch B', sheetSize = 200.0)

xyCoords = ((0., 0.), (0.5/0.707106781, 0.))

mySketch.Line(point1 = xyCoords[0], point2 = xyCoords[1])

myPart = myModel.Part(name = 'Part-barra_teste_inclinado', dimensionality = TH-
REE_D, type = DEFORMABLE_BODY)

values = open('D:output_coord_set_node_inclinado.txt').read().split()

arr_coord = [float(i) for i in values]

for i in range(0, len(arr_coord), 6):

    alpha = math.degrees(math.acos(arr_coord[i+3]))

    new_x = math.cos(math.radians(alpha-45))

    dist_plane = math.sqrt(1 - new_x ** 2)

```

```
new_y = dist_plane * arr_coord[i+4]
```

```
new_z = dist_plane * arr_coord[i+5]
```

```
myPart.WirePolyLine(mergeWire=OFF, meshable=ON, points=((arr_coord[i], arr_coord[i+1],  
arr_coord[i+2]),(0.5*new_x+arr_coord[i], 0.5*new_y+arr_coord[i+1], 0.5*new_z+arr_coord[i+2])),  
))
```